

---

## **Pemodelan Kekuatan Tekan Femur Menggunakan Analisa Elemen Hingga**

**Emmanuel Hulu<sup>1</sup>, Derlini<sup>2</sup>, Mulyadi<sup>3</sup>**

**<sup>1,2,3</sup> Universitas Pembinaan Masyarakat Indonesia**

**Jl. Teladan No.15, Teladan Bar., Kec. Medan Kota, Kota Medan, Sumatera Utara 20214**

**Email: huluemmanuel1@gmail.com**

### **Abstrak**

Penelitian ini mengkaji karakteristik femur terhadap berbagai mode pembebanan tunggal dan kombinasi dengan beban tekan. Penetapan ukuran ini semestinya mengikuti uji konvergensi mesh sebelumnya. Uji ini dilakukan untuk memastikan keabsahan penggunaan ukuran mesh untuk memenuhi kebutuhan pemodelan agar hasil akhir pemodelan tidak lagi berfluktuasi tetapi sudah stabil. Hasil menunjukkan bahwa tegangan maksimum yang terjadi selalu berada pada bagian tengah batang femur kecuali pada beban puntir. Tegangan maksimum Von Mises pada beban tekan dan tarik adalah sama yaitu 70 MPa. Sementara itu, tegangan maksimum Von Mises akibat beban lentur yaitu 7 MPa. Hal mengejutkan terjadi pada pembebanan puntir dimana diperoleh tegangan maksimum yang paling tinggi yaitu 212 MPa. Untuk tegangan kombinasi puntir tekan memberikan tegangan maksimum 160 MPa. Pengaruh beban tekan terhadap beban lentur tidak berpengaruh berarti. Hasil tegangan maksimum yang terjadi sama dengan beban tunggal lentur. Hasil kajian memberikan beberapa hal untuk disimpulkan yaitu pembebanan puntir merupakan mode pembebanan yang memberikan tegangan maksimum paling tinggi diantara mode pembebanan lainnya yaitu sebesar 212 MPa. Tegangan tertinggi yang dialami oleh femur adalah pada bagian leher yaitu akibat beban puntir yaitu sebesar 212 MPa. Bagian tengah batang femur adalah bagian yang paling sering mengalami tegangan maksimum kecuali untuk beban puntir. Tegangan maksimum akibat beban tekan dan tarik adalah sama yaitu sekitar 70 MPa. Pembebanan kombinasi memberikan hasil tegangan maksimum yang berbeda jika dibandingkan dengan tegangan maksimum akibat pembebanan tunggal.

**Kata Kunci:** Femur, Metode Elemen Hingga, Von Mises, Tresca

---

### **PENDAHULUAN**

Tulang adalah jaringan keras yang memberikan dukungan struktural dan menyusun kerangka tubuh manusia. Tulang terdiri dari matriks tulang, sel-sel hidup yang disebut osteosit, dan mineral seperti kalsium dan fosfor. Selain berfungsi sebagai penyangga tubuh, tulang juga melindungi organ penting seperti jantung dan paru-paru, dan bertanggung jawab untuk produksi sel darah di sumsum tulang. Tulang juga berfungsi untuk menyimpan mineral, yang sangat penting untuk menjaga keseimbangan mineral dalam tubuh. Salah satu karakteristik utama jaringan tulang adalah kemampuan untuk regenerasi dan perbaikan

tulang setelah mengalami cedera atau kerusakan. Oleh karena itu, tulang memainkan peran penting dalam menjaga struktur dan kesehatan tubuh serta fungsinya secara keseluruhan.

Femur, atau tulang paha merupakan tulang terbesar dan terkuat dalam tubuh manusia yang mendukung berbagai aktivitas harian dan mobilitas. Namun, femur rentan terhadap cedera akibat tekanan eksternal yang berlebihan, seperti dalam kecelakaan atau kondisi medis tertentu. Pemahaman yang mendalam tentang perilaku struktural femur saat menerima beban tekan menjadi krusial dalam bidang kedokteran ortopedi untuk pengembangan teknologi medis yang lebih efektif dan aman. Femur yang berada pada bagian paha, dimana tulang pada paha ini berperan penting untuk mendukung aktivitas gerakan dan menjadi tumpuan pada seluruh badan. Seringkali terjadi kerusakan struktur kontinuitas jaringan tulang (Fraktur) disebabkan akibat insiden trauma, stress repetitif atau melemahnya tulang secara abnormal (fraktur patologis). Fraktur akibat trauma terjadi secara tiba-tiba disebabkan gaya yang kuat baik secara langsung atau tidak. Fraktur akibat stress repetitif dapat ditemukan pada atlet, penari dan tentara. Fraktur yang bersifat patologis dapat dijumpai pada penyakit-penyakit berkaitan dengan metabolik seperti osteoporosis dan penyakit paget.

Kasus fraktur atau patah tulang femur umumnya disebabkan oleh trauma tekanan tinggi, kecelakaan lalu lintas, atau terjadi setelah jatuh dari ketinggian. Trauma pada tulang paha merupakan cedera yang dapat mengancam nyawa seseorang dan dapat menyebabkan kematian.

Menurut World Health Organization (WHO), fraktur femur adalah patah tulang pada bagian paha yang terjadi akibat trauma atau tekanan eksternal yang signifikan. Fraktur femur sering kali terjadi pada populasi lanjut usia, akibat osteoporosis, atau pada individu yang mengalami kecelakaan atau cedera fisik yang parah. Berdasarkan data dari World Health Organization (WHO) pada tahun 2021 kasus fraktur femur mencapai angka 13 juta jiwa dengan angka prevalensi sebanyak 2,7%. dan angka kematiannya mencapai angka 5,6 juta jiwa.

Kementerian Kesehatan Republik Indonesia (Kemenkes RI) menyatakan bahwa fraktur femur adalah patah tulang pada bagian paha yang merupakan penyakit yang serius yang membutuhkan perawatan yang tepat. Berbagai alasan dapat menyebabkan fraktur femur, seperti kecelakaan, trauma, atau osteoporosis.

Kerusakan femur seringkali tidak dapat diperbaiki akibat hancur karena kecelakaan atau rusak total karena terserang kanker tulang. Femur yang rusak akan digantikan dengan tulang buatan. Tulang buatan harus melalui kajian yang sangat mendalam pada aspek medis, kekuatan dan sebagainya. Pembuatan tulang buatan yang langsung diujikan pada manusia sangat beresiko tinggi karena dapat menyebabkan komplikasi dan gagal nya tulang buatan dalam menerima beban yang dialami oleh femur manusia secara normal. Oleh karena itu perlu dilakukan pemodelan pembebanan pada femur dengan berbagai jenis pembebanan sebelum dilakukan pembuatan femur dengan bahan yang memiliki kekuatan yang memadai untuk femur dan dapat diterima oleh tubuh manusia.

Pemodelan kekuatan tekan femur menggunakan Analisis Elemen Hingga (Finite Element Analysis) merupakan pendekatan yang memungkinkan untuk memperkirakan respons struktural tulang paha manusia secara detail. Dengan memanfaatkan metode numerik ini, penelitian dapat memberikan wawasan yang lebih mendalam tentang distribusi tegangan dan regangan pada femur saat terkena beban tertentu. Dengan demikian, penelitian ini diharapkan dapat memberikan kontribusi signifikan dalam pemahaman tentang distribusi tegangan yang dialami oleh femur akibat berbagai pembebanan yang dilakukan.

Pemodelan kekuatan tekan femur adalah proses membuat representasi komputer dari femur, tulang paha manusia, untuk mempelajari bagaimana tulang ini menahan tekanan atau beban. Pemodelan kekuatan tekan femur membantu dalam pemahaman mekanisme cedera atau penyakit tulang, pengembangan perawatan medis, desain perangkat ortopedi, dan pemahaman dasar biomekanika tulang. Dengan menggunakan model ini, para peneliti dapat melakukan simulasi komputer untuk mengevaluasi risiko cedera, membuat terapi yang lebih baik, atau mengoptimalkan desain alat bantu perawatan tulang.

Dalam penelitian yang ini menggunakan analisis elemen hingga untuk pemodelan kekuatan tekan femur, pemodelan mengacu pada pembuatan model matematika atau komputer dari struktur femur. Tujuan dari model ini adalah untuk memahami bagaimana femur menanggapi beban tekan dari luar dan untuk memprediksi bagaimana kekuatan tekan tulang berfungsi dalam berbagai kondisi. Peneliti memperoleh pemahaman yang lebih baik tentang fitur mekanis femur melalui pemodelan ini. Ini juga memberikan wawasan yang bermanfaat dalam teknik, kesehatan, dan ilmu kedokteran.

## **METODE PENELITIAN**

Pendekatan penelitian merupakan sebuah rancangan bagaimana suatu penelitian akan dilakukan. Pendekatan penelitian ini merupakan penelitian kuantitatif. Penelitian kuantitatif dapat diartikan sebagai metode yang digunakan untuk meneliti pada populasi dan sampel tertentu, pengumpulan data menggunakan literatur penelitian dan analisis data, yang bertujuan untuk menguji hipotesis yang telah ditetapkan.

Pada pendekatan penelitian ini penulis mencari berbagai penelitian yang terkait yang telah dilakukan dan dijadikan sebagai acuan utama dalam melakukan penelitian. Seperti penelitian terkait yang dilakukan oleh :

Abdulah-Al-Mamun pada tahun 2017 yang berjudul *Finite Element Modeling of Femur to Analyze Stress Distribution under Static Load*. Dimana hasil penelitiannya berpendapat memberikan wawasan yang berharga tentang distribusi kekuatan tekan femur dan faktor-faktor yang mempengaruhinya.

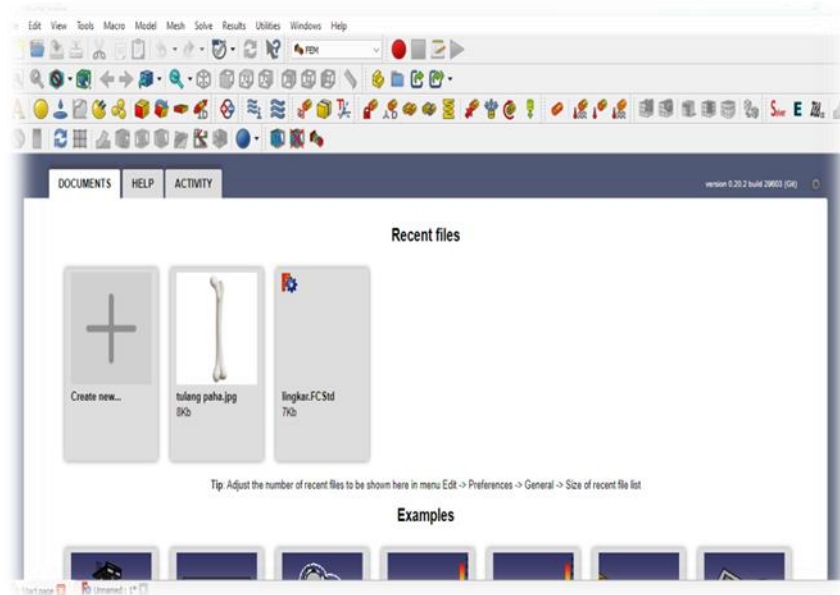
Adapun Lokasi penelitian adalah dilakukan di Auditorium kampus Universitas Pembinaan Masyarakat Indonesia, Jl. Balai Desa, Marindal Dua, Kecamatan Patumbak, Kabupaten Deli Serdang , Sumatera Utara.

Dalam penelitian ini penulis juga melakukan studi literatur dengan mengumpulkan berbagai sumber, seperti artikel, buku-buku dan jurnal yang bersifat internasional maupun jurnal nasional. Sehingga pada penjelasan teori-teori yang ada pada bab 2 bisa dijelaskan secara teoritis.

Proses pemodelan kekuatan tekan femur akan menggunakan Laptop Acer Aspire 3 dan menggunakan aplikasi perangkat lunak FreeCAD versi 0.20,2. Spesifikasi Laptop Acer Aspire 3 yang akan digunakan, dapat dilihat pada gambar 1.



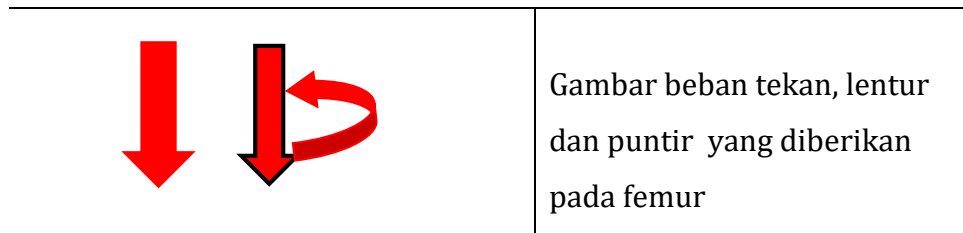
Gambar 1. Laptop Acer Aspire 3



Gambar 2. Halaman FreeCAD 0.20,0

Tabel 1. Proses Penelitian

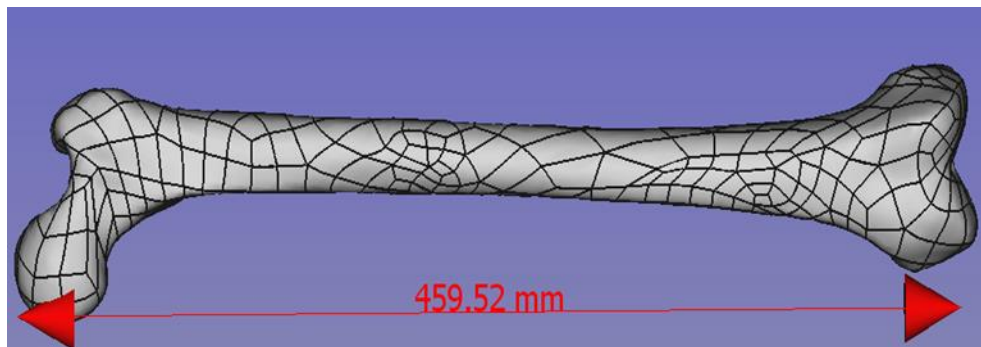
	<p>Gambar femur</p>
	<p>Gambar tumpuan femur disaat melakukan pengujian</p>



## **HASIL DAN PEMBAHASAN**

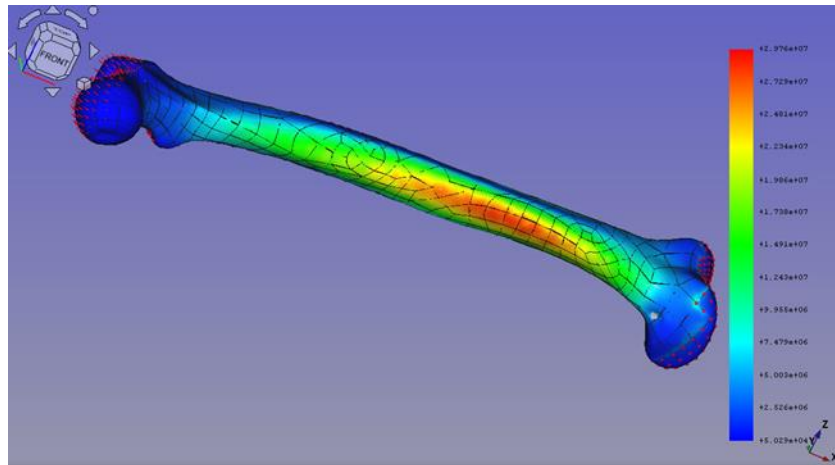
### **Hasil**

Disain femur diambil dari [www.grabcad.com](http://www.grabcad.com) untuk femur orang dewasa. File yang diunduh berupa file ekstensi IGS dan diimport kedalam perangkat lunak FreeCAD dan dikonversi kedalam bentuk solid. Pengeditan sangat diperlukan agar desain femur dapat dianalisa menggunakan workbench FEM dalam FreeCAD. Desain awal femur dalam bentuk file IGS ditunjukkan pada gambar 3.

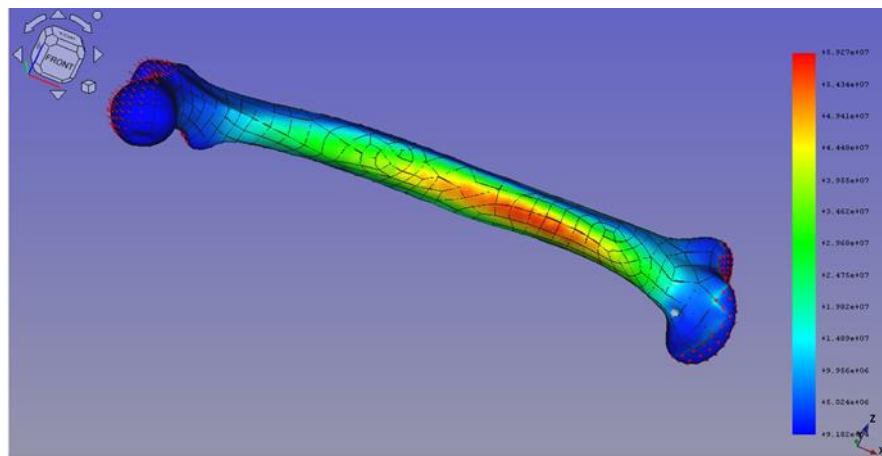


Gambar 3. Disain Femur Orang Dewasa

Femur pada manusia mengalami beban tekan disepanjang penggunaannya. Bahan tulang femur pada umumnya bersifat elastis penuh dan getas. Sifat material femur juga dapat menjadi rapuh seiring bertambahnya usia atau karena faktor-faktor lain yang menyebabkan kerapuhan. Gambar 4.2 memperlihatkan distribusi tegangan Tresca hasil pemodelan beban tekan. Kriteria Tresca sangat tepat digunakan untuk menganalisa kegagalan material femur yang bersifat getas. Terlihat bahwa tegangan Tresca tertinggi yaitu sebesar 29.8 MPa yang berada pada bagian atas dan bawah tulang pada posisi tengah femur.



Gambar 4. Distribusi Tegangan Tresca Pada Femur Dengan Beban Tekan Sebesar 750 N



Gambar 5. Distribusi Tegangan Von Mises Pada Femur Dengan Beban Tekan Sebesar 750 N

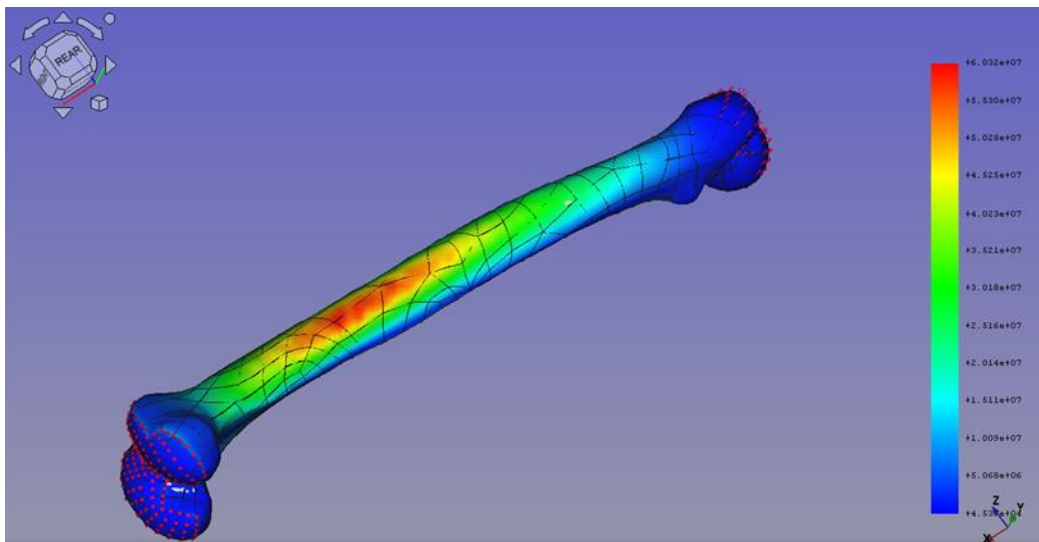
Bagian tengah tulang yang mengalami tegangan Tresca yang paling tinggi akan rentan mengalami perpatahan akibat geseran (kriteria Tresca). Pembebanan tekan ini menimbulkan beban 'buckling' pada femur. Beban tekan yang diberikan dalam pemodelan adalah sebesar 750 N dengan asumsi bahwa berat badan orang dewasa 75 kg untuk ukuran tulang digunakan dalam pemodelan.

Distribusi tegangan Von Mises pada femur juga ditampilkan sebagaimana terlihat pada gambar 4.2 sebagai pendalaman analisa tegangan yang terjadi pada femur. Tegangan Von Mises tertinggi yaitu sebesar 59.8 MPa. Terdapat perbedaan dengan kriteria Tresca dengan perbedaan 100%. Hal ini sesuai untuk pembebanan tunggal yang diberikan pada femur. Besaran tegangan Von Mises diperlukan untuk kriteria kegagalan material yang

bersifat liat. Hasil pemodelan menunjukkan bahwa posisi tengah femur mengalami tegangan Von Mises yang tertinggi. Baik kriteria Von Mises dan Tresca menunjukkan bahwa bagian yang rawan mengalami perpatahan adalah bagian tengah tulang jika ditinjau dari pembebanan tekan yang dialami oleh hampir sepanjang penggunaan femur pada manusia.

Pada gambar 4 dan gambar 5, dapat kita analisa bahwa daerah yang cepat mengalami rentan pada femur akibat beban tekan adalah bagian batang tengah femur sampai pada bagian batang area bawah femur yang menghubungkan antara femur dengan lutut. Dimana yang mengalami rentan adalah bagian kanan permukaan batang femur.

Selain beban tekan yang paling dominan diterima oleh femur, beban tarik juga merupakan beban yang dapat dialami oleh femur didalam aktivitas yang dilakukan oleh orang dewasa. Beban tarik yang diberikan dalam pemodelan adalahh 500 N. Distribusi tegangan Von Mises ditunjukkan pada gambar 4.4 memperlihatkan tegangan maksimum terjadi pada bagian tengah femur.

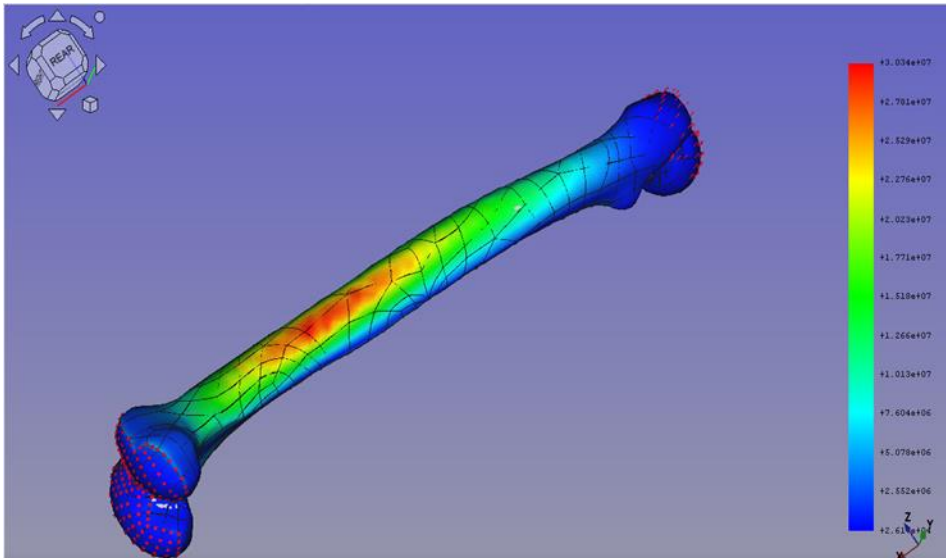


Gambar 6. Distribusi Tegangan Von Mises Pembebanan Tarik Pada Femur Dengan Beban 500 N

Diperoleh tegangan maksimum pada bagian tengah femur yaitu sebesar 60 MPa. Tegangan maksimum akibat beban tarik menunjukkan kesamaan nilai dengan tegangan maksimum akibat beban tekan dengan kriteria Von Mises. Temuan ini memperlihatkan bahwa kekuatan tekan dan tarik femur adalah sama. Distribusi tegangan dengan kriteria Tresca diperlihatkan pada gambar 4.5 memperlihatkan kembali bagian tengah femur

merupakan bagian kritis terhadap kerusakan apabila femur diberikan beban tarik dengan hasil yang sama pada beban tekan.

Perbedaan tegangan maksimum kriteria Von Mises dan Tresca yakni sebesar 40% dimana tegangan Von Mises diperoleh lebih besar jika dibandingkan tegangan maksimum yang diperoleh dengan kriteria Tresca.



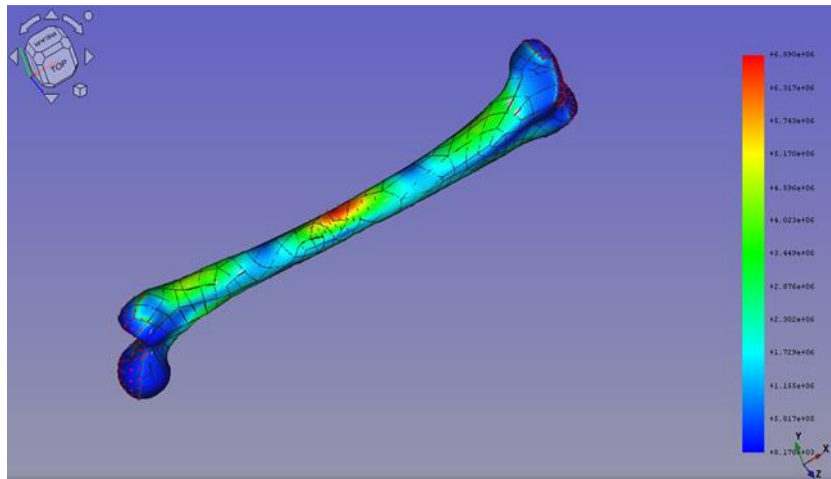
Gambar 7. Distribusi Tegangan Tresca Pembebanan Tarik Pada Femur Dengan Beban 500 N

Pada gambar 6 dan gambar 7, dapat kita analisa bahwa daerah yang mengalami rentan pada femur akibat beban tarik adalah bagian tengah batang femur sampai pada batang femur yang menghubungkan tulang femur dengan lutut. Dimana daerah rentan yang terjadi pada femur dapat kita lihat dengan gambar femur yang berwarna merah.

Pembebanan lentur pada femur juga kerap terjadi dalam aktivitas sehari-hari. Femur yang sehat seharusnya juga mampu menahan beban lentur yang dialami. Femur yang cenderung rapuh karena berbagai faktor medis akan cenderung memiliki kekuatan lentur atau bengkok yang lebih rendah dibanding femur yang sehat. Faktor bentuk dari femur yang tidak normal juga sangat berpengaruh pada kekuatan lentur, tarik maupun tekan.

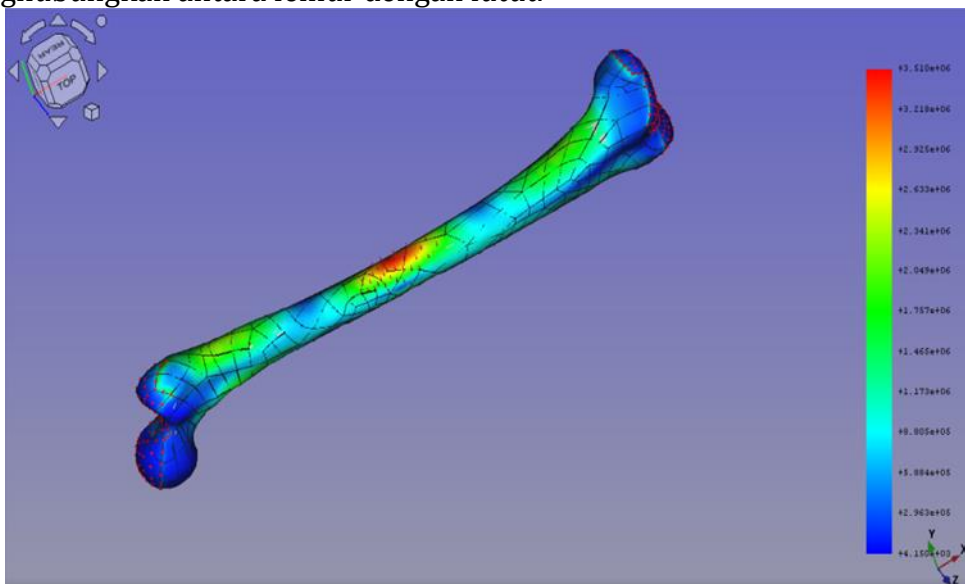
Distribusi tegangan lentur pada femur yang dibebani dengan 500 N berdasarkan kriteria Von Mises diperlihatkan pada gambar 4.6. Tegangan lentur maksimum yang terjadi pada bagian tengah femur bagian atas pada sisi pembebanan yaitu sebesar 6.8 MPa yang merupakan tegangan tarik jauh lebih kecil dari tekan dan tarik pada pembebanan tarik dan tekan.

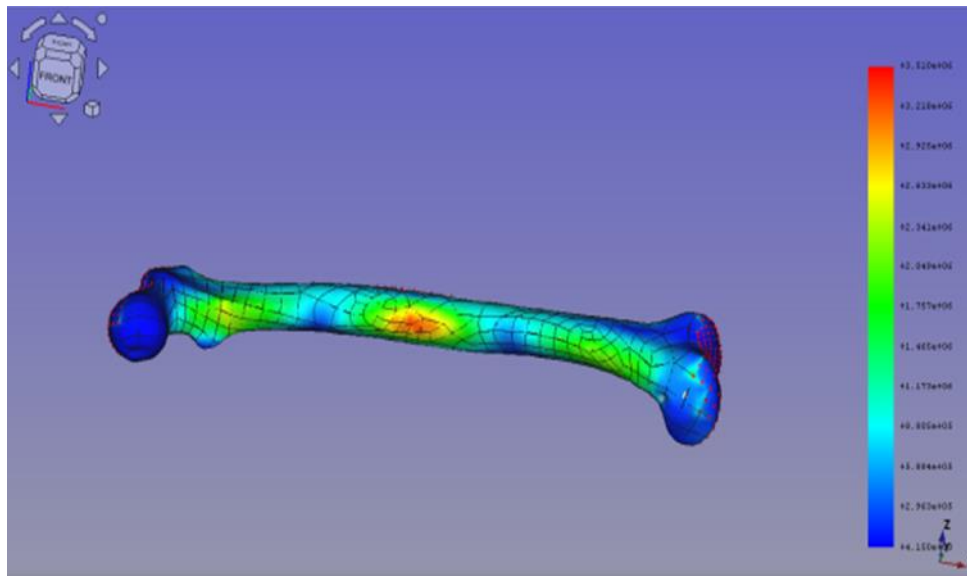
Bagian sisi bawah dari femur yang mengalami tegangan tekan akibat beban lentur memiliki nilai tegangan yang lebih kecil dari bagian sisi atas femur. Tegangan tekan pada sisi bawah femur yaitu sebesar 2.9 MPa sedangkan pada sisi atas sebesar 3.5 MPa berdasarkan kriteria Tresca seperti diperlihatkan pada gambar 4.7 (a) dan (b). Perbedaan besar tegangan tarik dan tekan pada sisi atas dan sisi bawah femur disebabkan oleh faktor geometri dari femur yang tidak simetris. Untuk objek yang simetris, semestinya tegangan tarik dan tekan akibat beban lentur nilainya sama.



Gambar 8. Distribusi tegangan lentur Von Mises pada pembebanan dengan beban 500 N

Pada gambar 7 dan gambar 8, dapat kita analisa bahwa daerah yang terkena rentan pada femur akibat beban lentur adalah bagian tengah batang femur dan bagian batang femur yang menghubungkan antara femur dengan tulang panggul dan pada bagian batang femur yang menghubungkan antara femur dengan lutut.

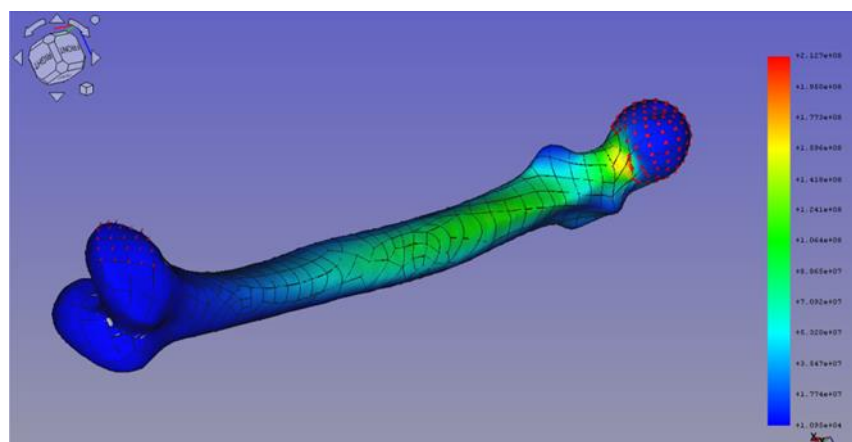




Gambar 9. Distribusi Tegangan Lentur Kriteria Tresca Ada Pembebanan Lentur Dengan Beban 500 N; (A) Tegangan Tarik Sisi Atas, (B) Tegangan Tekan Pada Bagian Bawah.

Aktivitas sehari-hari banyak menggunakan tungkai kaki yang melibatkan salah satunya beban puntir. Tegangan puntir yang diderita oleh femur cukup besar jika dibandingkan dengan tegangan akibat beban tekan, tarik dan lentur. Besar tegangan puntir ini berkisar antara 10 kPa sampai dengan 212 MPa.

Tegangan akibat beban puntir ini menimbulkan tegangan maksimum pada bagian leher femur. Leher femur ini menghubungkan antara kepala dan badan/batang femur. Leher femur mengalami tegangan lentur akibat beban torsi yang aplikasikan pada bagian dasar (medial condyle) femur seperti ditunjukkan pada gambar 4.8. Terlihat bahwa tegangan maksimum yang sekitar 212 MPa pada leher femur.

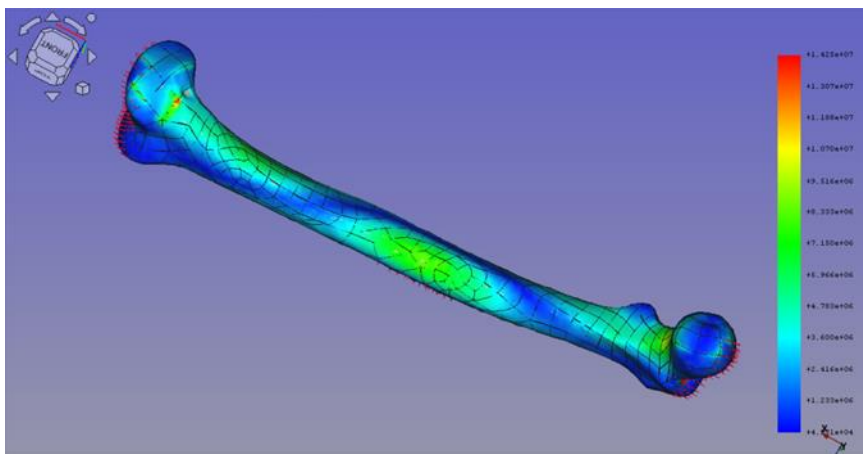


Gambar 10. Distribusi Tegangan Lentur Kriteria Von Mises Pada Pembebanan Puntir

Dengan Beban 500 N

Pembebanan kombinasi tekan lentur pada femur didasarkan pada kondisi aktivitas yang melibatkan beban tekan dan lentur pada saat bersamaan. Beban lentur yang digunakan yaitu 500 N dan beban tekan sebesar 750 N digunakan dalam pemodelan ini. Bagian tengah batang tidak mengalami kenaikan tegangan yang signifikan jika dibandingkan dengan pembebanan tunggal tekan ataupun lentur. Tegangan pada bagian tengah tulang berkisar pada angka 7 MPa.

Prediksi berdasarkan teori mekanika kekuatan bahan, bagian atas pada sisi pembebanan lentur akan mengalami tegangan tekan dan ditambah dengan beban tekan pada kedua ujung femur akan menyebabkan kenaikan tegangan tekan jika dibandingkan dengan tegangan akibat beban tekan tunggal. Sekali lagi hal ini diprediksi disebabkan oleh faktor geometri tulang yang tidak simetris dan kurang beraturan.

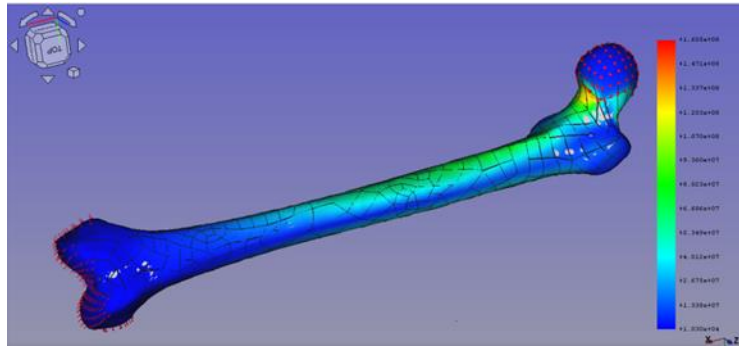


Gambar 11. Distribusi Tegangan Kriteria Von Mises Pada Pembebanan Kombinasi Lentur 500 N Dan Tekan 750 N

Distribusi tegangan akibat beban kombinasi puntir tekan seperti yang ditunjukkan pada gambar 4.10 memperlihatkan daerah kritis akibat pembebanan kombinasi ini terdapat pada leher femur yaitu berkisar sebesar 167 MPa. Nilai tegangan maksimum yang terjadi ini lebih kecil dari tegangan yang terjadi pembenanan tunggal puntir pada femur yaitu sebesar 212 Mpa.

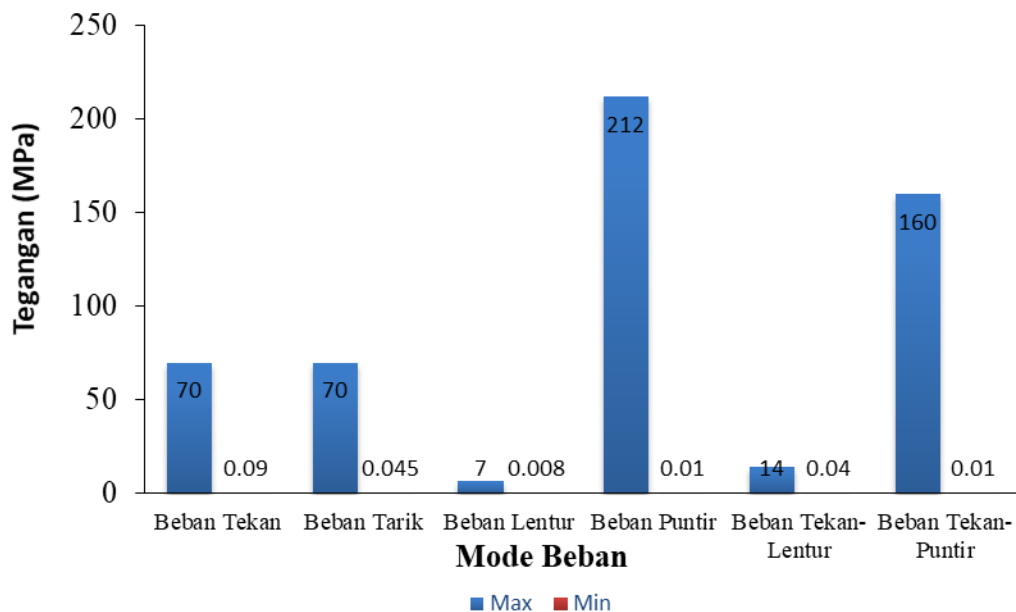
Penurunan tegangan maksimum yang terjadi akibat adanya beban tekan yang membantu femur untuk menahan beban puntir yang diberikan. Hasil akhirnya memperlihatkan tegangan maksimum akibat beban puntir dapat diturunkan. Beban

kombinasi puntir dan tarik tidak ditinjau dalam skripsi ini karena dalam kenyataan sehari-hari femur dapat mengalami beban puntir dalam kondisi tungkai kaki dalam kondisi terbeban dengan beban tekan oleh tubuh manusia.



Gambar 12. Distribusi Tegangan Kriteria Von Mises Pada Pembebanan Kombinasi Puntir 500 N Dan Tekan 750 N

Pada gambar 12, dapat kita analisa bahwa bagian femur yang terkena rentan akibat pembebanan kombinasi puntir dan tekan adalah pada bagian leher femur yang menghubungkan antara batang femur dengan kepala femur, dimana kepala femur ini nanti yang menghubungkan keseluruhan tulang femur kebagian tulang panggul. Dan batang femur juga mengalami rentan dimana batang femur yang terkena yaitu pada bagian batang yang dekat dengan bagian leher femur.



Gambar 13. Grafik Tegangan Maksimum Yang Terjadi Terhadap Mode Pembebanan Yang Diberikan Dalam Pemodelan

Gambar 13 memperlihatkan tegangan maksimum yang terjadi terhadap mode pembebanan yang diaplikasikan pada pemodelan menggunakan freecad. Mode pembebanan puntir memberikan tegangan maksimum yang paling tinggi pada femur karena faktor geometri femur yang memanjang sehingga sangat rentan terhadap beban puntir yang diberikan.

Penggunaan tulang buatan selain perlu memperhatikan uji klinis, dari hasil yang diperlihatkan memberikan petunjuk bahwa beban puntir merupakan beban yang perlu diperhatikan didalam mendisain femur agar mampu menahan beban maksimum yang mungkin terjadi dari beberapa mode yang diberikan.

## **PEMBAHASAN**

Distribusi Tegangan, tegangan tertinggi biasanya terjadi di leher femur, yang merupakan bagian paling rentan terhadap patah tulang, efek Variasi Beban, simulasi dengan berbagai skenario beban menunjukkan bagaimana perubahan postur atau aktivitas dapat mempengaruhi distribusi tegangan pada femur, pengaruh Karakteristik Material, perbedaan densitas tulang antara individu muda dan tua mempengaruhi ketahanan femur terhadap beban tekan dan validasi Model, hasil simulasi dibandingkan dengan data eksperimental atau studi klinis untuk memastikan keakuratan prediksi.

Dari penelitian sebelumnya juga menunjukkan bahwa dari abiyu (2023) Osteoarthritis (OA) merupakan penyakit yang bersifat degeneratif yang berkaitan dengan kerusakan sendi kartilago. Penyakit ini menyebabkan rasa nyeri pada sendi dengan keterbatasan pada berbagai derajat fungsi dan tentunya dapat mengurangi kualitas hidup dari penderita OA. Terdapat banyak macam pengobatan bagi penderita OA namun bila sudah parah solusinya yaitu dengan menggunakan sendi prostetik yang biasa disebut Total Knee Replacement (TKR). Operasi TKR memiliki kelebihan seperti dapat mengembalikan luas gerak sendi dan mengobati nyeri. Namun, terdapat kekurangan dari operasi ini seperti malalignment, dan kegagalan pada implant TKR. Pada penelitian ini, berfokus pada rekonstruksi tulang agar tidak terjadi malalignment dan membuat desain TKR berdasarkan MRI / CT – Scan tulang pasien, analisis dengan metode elemen hingga untuk memprediksi nilai tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak, dan perancangan alat peraga

visual berupa 3-D Printed model implant TKR untuk keperluan tenaga medis. Analisis TKR akan menggunakan beban sebesar 3000 N dan diaplikasikan ketika lutut membentuk tiga macam sudut sehingga beban 3000 N tersebut menjadi tiga beban yang berbeda. Hasil dari simulasi dan analisis desain TKR merupakan prediksi nilai tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak dan tentunya memiliki hasil yang berbeda – beda serta hasil ini dibagi menjadi dua yaitu hasil analisis pada seluruh bagian TKR (TKR full part) dan TKR bagian tibial insert saja. Hasil yang didapat pada TKR full part yaitu nilai maksimal tegangan von mises dan total deformasi paling besar terdapat pada sudut 30 derajat dengan nilai 65,5 Mpa untuk tegangan von mises dan 1,6 mm untuk total deformasi. Sedangkan tekanan kontak terbesar terjadi pada sudut 0 derajat dengan nilai 43,1 Mpa. Pada analisis TKR bagian tibial insert didapatkan nilai maksimal tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak tertinggi disudut 0 derajat dengan nilai tegangan von mises 24,3 Mpa untuk tegangan von mises, kemudian total deformasi sebesar 0,2 mm, dan tekanan kontak sebesar 43,1 Mpa. 3-D Printed model implant TKR dari desain TKR yang sudah dibuat dapat memperlihatkan bagian tulang mana saja yang dipotong, dan bagaimana bila desain TKR dipasangkan pada tulang pasien berdasarkan hasil CT – Scan tadi. Harapan untuk pembuatan 3-D Printed model implant TKR ini nantinya dapat disimulasikan proses pemotongan tulangnya sesuai prosedur medis dan juga proses pemasangan TKR-nya.

Dan dari M. Fernanda D (2023) Dalam dunia medis untuk melihat apa yang terjadi di dalam tubuh manusia masih memanfaatkan teknologi CT-Scan/MRI. Tetapi, dengan kemajuan teknologi saat ini, data dari CT-Scan/MRI juga dapat dilihat melalui perangkat lunak 3D Slicer dan mengubahnya menjadi bentuk model 3D. Pada penelitian ini berfokus pada rekonstruksi tulang lutut, pemodelan sendi lutut prostetik Total Knee Replacement (TKR), melakukan Finite Element Analysis (FEA) pada desain sendi lutut prostetik, dan pembuatan alat peraga menggunakan 3D print filamen PLA. Analisis ini bertujuan menganalisis tegangan von mises, deformasi, dan tekanan kontak pada desain sendi lutut prostetik yang diberikan tiga macam beban dan empat macam arah (sudut), serta pembuatan alat peraga tulang lutut dan sendi lutut prostetik, sehingga nantinya dapat dimanfaatkan untuk pembelajaran yang lebih detail pada dunia medis. Hasil dari simulasi dan analisis pada desain sendi lutut prostetik adalah nilai-nilai yang di dapatkan pada tegangan von mises, deformasi, dan tekanan kontak memiliki hasil yang berbeda-beda pada

setiap sudut dan setiap beban. Di dapatkan bahwa hasil tegangan von mises, deformasi, dan tekanan kontak paling besar terjadi pada kaki yang membentuk sudut  $60^\circ$  dengan beban 80 kg (392 N) yaitu sebesar 198,793 MPa untuk tegangan von mises, 0,648 mm untuk deformasi, dan 53.649 MPa untuk tekanan kontak. Untuk hasil print alat peraga menggunakan alat 3D print mendapatkan hasil yang baik, karena hasil print tersebut sama seperti desain 3D pada perangkat lunak SOLIDWORKS dan dapat digunakan untuk melakukan simulasi operasi TKR sesuai prosedur medis seperti pemotongan tulang dan pemasangan sendi lutut prostetik.

## **KESIMPULAN**

Pemodelan femur menggunakan metode elemen hingga dengan berbagai mode pembebanan dapat ditarik Kesimpulan bahwa tegangan maksimum akibat beban tekan dan tarik adalah sama yaitu sebesar 70 MPa, pada pembebanan puntir beban yang bisa ditahan oleh femur adalah sebesar 500 N, pegangan tertinggi yang dialami oleh femur adalah pada bagian leher femur yaitu akibat pemberian beban puntir sebesar 212 MPa, bagian tengah batang femur adalah bagian yang paling sering mengalami rentan/cedera akibat pembebanan maksimum, kecuali pada pembebanan punter dan Jadi ke enam pemodelan pemberian beban ini, beban yang paling mengalami tegangan maksimum tertinggi adalah beban puntir.

## **DAFTAR PUSTAKA**

- Anggraeni, L. (2023). PENYULUHAN PENANGANAN KASUS PATAH TULANG EKSTREMITAS UNTUK MASYARAKAT DI INSTALASI RADIOLOGI RSUD KAB. SUMEDANG. ANDASIH Jurnal Pengabdian kepada Masyarakat, 4(1), 19-23.
- Brown, C. (2018). "External Forces and Bone Strength: Implications for Physical Activity." Sports Medicine, 48(9), 2139-2150.
- Dapas, S. O. (2011). Aplikasi metode elemen hingga pada analisis struktur rangka batang. Jurnal Ilmiah Media Engineering, 1(2).
- Harun, S., Ismunandar, H., Burhanuddin, Y., & Supriyadi, S. D. (2024). Model 3d Implan Lutut Femur Dari Rekonstruksi Tulang Lutut Dengan Metode Reverse Engineering Berbantuan Pemindai Ct-Scan. Jurnal Rekayasa Mesin, 15(1), 283-296.
- Helmi, Z.N. (2016). Buku ajar gangguan muskuloskeletal.
- Hidayah, D. N. (2015). Hubungan panjang tulang femur dengan tinggi badan pada usia 25-30 tahun. SKRIPSI-2015.
- Imaduddin, Z. (2016). Pengembangan Metode Morfologi untuk Pengukuran Biometri Panjang Tulang Femur. Jurnal Teknologi Terpadu, 2(1).

- Jae-Young Rho a, L. K.-S. (2010). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering & Physics*, 92-102.
- Johnson, B., et al. (2015). "Age and Gender Effects on Bone Strength." *Journal of Bone and Mineral Research*, 25(7), 1560-1567.
- Jones, A. (2012). "Microstructural Factors Affecting Bone Strength." *Journal of Orthopaedic Research*, 30(3), 357-362.
- Jones, A., Smith, B., & Wilson, C. (2022). "Teknik Non-invasif untuk Analisis Stres pada Tulang Femur." *Jurnal Teknik Biomekanik*, 35(2), 87-99.
- Kevin Rivaldo (2022) Analisis Numerik Terhadap Sambungan Prototipe Pengganti Tulang. Skripsi. Universitas Medan Area
- Kusuma, R. N. (2021). Simulasi Fracture Pada Tulang Femur di Bagian Femoral Shaft Dengan Menggunakan Metodee Elemen Hingga (Doctoral dissertation, Institut Teknologi Sepuluh Nopember).
- Latif, M. N., Nabawi, R. A., Nanda, I. P., & Sahputra, R. E. (2019). Simulasi Dan Analisis Locking Compression Plate Implan Tulang Paha Menggunakan Metoda Finite Element Analysis. *Jurnal Sains dan Teknologi*, 19(1), 72-78.
- Lena, B. Y. S., & Rahman, I. (2022). Penatalaksanaan Fisioterapi Pada Kasus Fraktur Femur Distal Dextra Dengan Modalitas Ultrasound, Isometric Contraction, Passive Exercise, dan Partial Weight Bearing. *JPhiS (Journal of Phisioteraphy Student)*, 1(2), 83-90.
- Mansjoer, A. (2000). *Kapita Seleкта Kedokteran jilid I*. Media Aesculapius.
- Muttaqin, A. (2008). *Buku Asuhan Keperawatan Klien Gangguan Sistem Muskuloskeletal*. Jakarta.
- Muttaqin, A. (2008). *Buku Ajar Asuhan Keperawatan Dgn Gangguan Sistem Persarafan*. Penerbit Salemba.
- Naji Nareliya Mishra, M. K. (2022). Analisis Biomekanik Tulang Femur Manusia Menggunakan Metode Elemen Hingga: Studi Review. 55, 384-389.
- Pangestuti, K. I., & Purnama, I. K. E. (2015). Pengukuran Sudut Tibia dan Femur pada Citra X-Ray Menggunakan Active Shape Model (ASM). In SEMINAR NASIONAL PENDIDIKAN TEKNIK INFORMATIKA SENAPATI.
- Putra, K. H. P. (2018). Aktivitas ekstrak etanol 96% semanggi (*Marsilea crenata* C. Presl.) terhadap peningkatan kepadatan tulang trabekular femur pada mencit (*Mus musculus* L.) jantan (Doctoral dissertation, Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim).
- Riyadiyanto, S. (2008). PENGARUH KONTRAKSI KONSENTRIK TERHADAP PENINGKATAN LINGKUP GERAK SENDI LUTUT PASKA OPERASI FRAKTUR FEMUR 1/3 DISTAL (Thesis. Universitas Muhammadiyah Surakarta).
- RIZKY, F. (2015). Pemodelan Tulang Tiga Dimensi Dari Data CT Scan Untuk Menentukan Anthropometry Tulang Orang Indonesia Studi Kasus Tulang Femur (Doctoral dissertation, Universitas Gadjah Mada).
- Rybicki, E. F., Simonen, F. A., & Weis Jr, E. B. (1972). On the mathematical analysis of stress in the human femur. *Journal of biomechanics*, 5(2), 203-215.
- Sahabman, T. P. N. (2023). PEMODELAN IMPLAN PENGGANTI TULANG LUTUT (TKR) 3D DENGAN METODE REKAYASA TERBALIK BERBANTUAN PEMINDAI TOMOGRAFI KOMPUTER DAN BOUNDARY SURFACE (Doctoral dissertation, UNIVERSITAS LAMPUNG).

- Salim, U. A., & Rizky, F. (2019). Pemodelan CAD 3D Tulang Femur dari data CT Scan. *Journal of Mechanical Design and Testing*, 1(1), 67-72.
- Setyaningsih, I. (2020). Simulasi pengaruh rangsangan mekanik terhadap batas elastisitas tulang berbasis Finite Element Methods (FEM) (Doctoral dissertation, Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim).
- Smallman, R. N. (2007). *physical metallurgi and advanced materials*. Elsevier.
- Smith, J., et al. (2010). "The Influence of Bone Mineral Density and Geometry on the Strength and Stiffness of Human Metatarsals." *Journal of Biomechanics*, 45(12), 2143-2148.
- Sugiyono. (2010). *Metodelogi Penelitian Kuantitatif, Kualitatif dan R & D*, Liberty, . Bandung.
- SUHARDI, SUHARDI (2007) Hubungan Tingkat Pengetahuan Tentang Mobilisasi Dini Terhadap Kemampuan Pemenuhan Kebutuhan Aktivitas Dasar Sehari-Hari (ADS) Pasien Post Operasi Fraktur Femur Di RSUD Islam Kustati Surakarta. Skripsi thesis, Universitas Muhammadiyah Surakarta.
- Taylor, William R., et al. (2009) "Relevansi penelitian sains dasar untuk praktik klinis ortopedi: perspektif biomekanik." *Jurnal bedah ortopedi dan penelitian* 4.1: 1-10.
- Triono, P., & Murinto, M. (2015). Aplikasi Pengolahan Citra Untuk Mendeteksi Fraktur Tulang dengan Metode Deteksi Tepi Canny. *Jurnal Informatika Ahmad Dahlan*, 9(2), 103842.
- Wahyuni, S. (2015, desember). Penentuan Kondisi Tulang Femur Menggunakan Analisis. *Journal of Islamic Science and Technology*, 1.