

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Stabilitas klinis tulang punggung mengacu pada kemampuan tulang punggung untuk mempertahankan integritas strukturnya serta fungsinya dalam menghadapi beban fisiologis baik pada kondisi statis maupun dinamis. Gangguan stabilitas atau ketidakstabilan pada tulang punggung menjadi isu yang penting untuk dianalisis, mengingat bahwa perubahan yang berlebihan dalam posisi atau gerakan segmen-segmen *vertebra* dapat menyebabkan berbagai masalah, seperti nyeri atau gangguan neurologis. Ketidakstabilan tulang punggung sering kali terjadi pada segmen thorakal, yang dapat berdampak pada area lainnya, seperti lumbar. Salah satu kondisi yang berkaitan dengan gangguan stabilitas adalah skoliosis, di mana kelengkungan abnormal pada tulang punggung dapat mengarah pada komplikasi serius, seperti kelumpuhan, gangguan neurologis, dan bahkan gagal jantung, yang bergantung pada tingkat keparahan kelengkungan tersebut (Benzel C. Edward et al., 2015; Clie Julien et al., 2018; Kamal et al., 2019; Lv et al., 2018), tergantung kepada tingkat kelengkungannya.

Skoliosis merupakan kondisi medis yang ditandai dengan kelengkungan abnormal pada tulang punggung, yang terjadi secara lateral (ke samping) dan membentuk lengkungan berbentuk "C" atau "S" ketika dilihat dari belakang. Salah satu jenis skoliosis yang paling umum adalah skoliosis idiopatik, yaitu kelengkungan lateral tulang punggung yang tidak disertai dengan kelainan bawaan, anomali genetik, atau gangguan muskuloskeletal lainnya. Skoliosis idiopatik dapat diklasifikasikan berdasarkan usia kemunculannya menjadi tiga kelompok, yaitu skoliosis infantil (0-3 tahun), juvenil (4-9 tahun), dan adolesen (lebih dari 9 tahun) (J Bone et al., 1954; Stefan Schmid et al., 2019). Kondisi ini lebih sering terjadi pada anak-anak sebelum masa pubertas, terutama pada rentang usia 10 hingga 15 tahun. Meskipun data mengenai prevalensi skoliosis di Indonesia masih terbatas, sebuah penelitian yang dilakukan di salah satu daerah di Sulawesi Utara menunjukkan bahwa sekitar 4% anak usia sekolah dasar berpotensi mengalami skoliosis. Penelitian lebih lanjut mengenai prevalensi dan faktor-faktor risiko skoliosis di Indonesia masih diperlukan untuk memberikan gambaran yang lebih akurat mengenai dampak dan penyebaran kondisi ini di masyarakat (A.C. Parera et al., 2016).

Penanganan skoliosis melibatkan berbagai pendekatan yang disesuaikan dengan usia pasien, tingkat keparahan kelengkungan tulang punggung, dan potensi progresivitas (kemungkinan lengkungan semakin memburuk seiring waktu). Metode penanganan yang umum digunakan meliputi penggunaan penyangga tulang punggung (bracing) dan prosedur bedah seperti *spinal fusion surgery*. Pada penanganan bedah, kelengkungan tulang punggung dikoreksi dengan pemasangan struktur implan penyangga untuk memperbaiki deformitas dan menjaga stabilitas tulang belakang. Namun, biaya tinggi yang terkait dengan implan, yang sebagian besar masih berupa produk impor, menjadi salah satu kendala utama dalam prosedur ini.

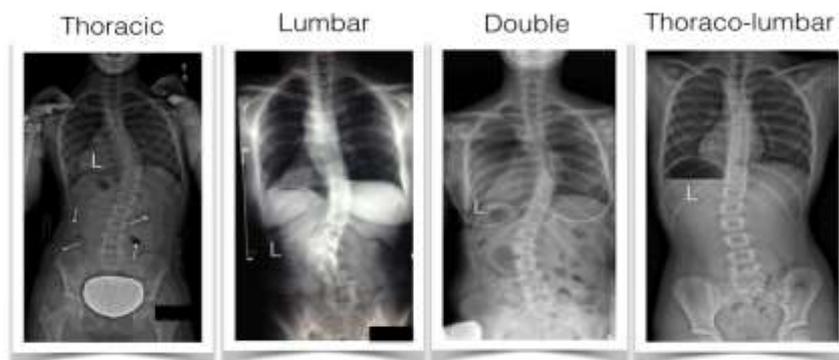
Biaya operasi skoliosis di Indonesia berkisar antara 80 hingga 150 juta rupiah, tergantung pada tingkat keparahan kelengkungan dan jenis material implan yang digunakan. Harga yang tinggi disebabkan oleh keterbatasan produksi implan lokal, sehingga sebagian besar kebutuhan implan harus dipenuhi melalui impor. Hal ini menunjukkan pentingnya pengembangan industri lokal untuk memproduksi implan dengan standar biomekanis yang memenuhi kebutuhan klinis, guna mengurangi ketergantungan pada produk impor dan menekan biaya operasi bagi pasien.

Metode penanganan skoliosis dengan kelengkungan lebih dari 45 derajat (menurut skala Cobb) umumnya memerlukan tindakan operasi ortopedi, yang melibatkan pemasangan implan untuk mengoreksi deformitas dan menjaga stabilitas tulang belakang. Struktur implan pada prosedur ini secara umum terdiri dari sekrup pedikel (*pedicle screw*), batang penyangga (*rod*), dan konektor (*connector*). Sekrup pedikel berfungsi menahan tulang belakang di posisinya, sementara batang penyangga membantu menjaga stabilitas kelengkungan yang telah dikoreksi. Konektor digunakan untuk menyatukan komponen implan dan mendukung transfer beban secara optimal.

Dalam teknik pemasangan sekrup pedikel, penting untuk mempertimbangkan distribusi beban pada tulang serta tegangan tarik yang bekerja pada jaringan tulang selama proses fiksasi. Desain dan pemasangan implan yang tidak tepat dapat meningkatkan risiko kegagalan mekanis, seperti patahan tulang atau kerusakan implan. Oleh karena itu, analisis biomekanika yang mendalam sangat diperlukan, mencakup dimensi optimal, jumlah sekrup, serta pola distribusi tegangan dan beban. Analisis ini bertujuan untuk memastikan stabilitas struktur implan dan keamanan koreksi, baik selama prosedur bedah maupun saat pasien melakukan aktivitas sehari-hari.

Penelitian terkait optimalisasi penggunaan implan juga mempertimbangkan pola kelengkungan skoliosis *thoracic*, *lumbar*, *double thoracic* dan *thoraco – lumbar* seperti

ditampilkan pada Gambar 1 dengan mengevaluasi pengaruh beban biomekanis yang bekerja pada implan setelah koreksi kelengkungan. Hal ini penting untuk memastikan bahwa implan tidak hanya mampu memberikan koreksi yang efektif, tetapi juga mendukung aktivitas pasien secara berkelanjutan tanpa resiko cedera tambahan.



Gambar 1. Beberapa pola skoliosis (sumber: <http://skoliosissystems.com>)

Metode koreksi skoliosis sering kali melibatkan prosedur ortopedi seperti pemasangan implan dan penyambungan tulang untuk menstabilkan gerakan serta memperbaiki deformitas tulang punggung (Abdulsalam A.Al-Tamim et al., 2017; Haddas, et al., 2019). Deformitas tulang punggung, terutama yang disebabkan oleh dislokasi atau patahan kompleks, memiliki pola deformasi yang sangat sulit diprediksi, sehingga menimbulkan tantangan dalam perencanaan dan pelaksanaan tindakan pembedahan osteotomi. Kesalahan atau keterlambatan dalam diagnosis patahan tulang punggung dapat menjadi masalah serius yang memperburuk prognosis pasien.

Perencanaan praoperasi yang akurat menjadi langkah penting dalam koreksi deformitas. Proses ini harus mempertimbangkan jenis *osteotomi* yang sesuai serta klasifikasi deformitas tulang belakang yang akan ditangani (Bunmaprasert et al., 2021). Pemilihan metode bedah sangat bergantung pada lokasi dan sifat patahan tulang (Song et al., 2018 ; J. Yu et al., 2015; Newcomb Agus et al., 2017). Misalnya, patahan dengan kerusakan yang signifikan membutuhkan pendekatan yang berbeda dibandingkan dengan kasus luka ringan.

Tindakan operasi ortopedi bertujuan untuk mengembalikan kekuatan, stabilitas, dan mobilitas tulang punggung yang rusak. Oleh karena itu, perencanaan yang cermat, termasuk pemilihan implan dan teknik koreksi yang tepat, sangat penting untuk memastikan hasil klinis yang optimal. Dalam kasus kerusakan tulang punggung yang kompleks, pendekatan multidisiplin yang melibatkan ahli biomekanika, ortopedi, dan radiologi dapat meningkatkan keberhasilan koreksi serta meminimalkan risiko komplikasi.

Kualitas mineral tulang dan integritas ikatan tulang yang tidak normal telah terdeteksi pada pasien dengan skoliosis idiopatik (A.C. Parera et al.,2016; Song et al., 2018).

Perubahan kualitas mineral tulang pada pasien skoliosis idiopatik secara signifikan memengaruhi sifat mekanik tulang serta struktur anatominya. Tulang dengan kualitas mineral yang rendah menjadi salah satu parameter utama yang mempengaruhi keberhasilan prosedur bedah untuk memperbaiki skoliosis.

Penurunan kualitas mineral tulang telah dikaitkan dengan degenerasi diskus intervertebralis, terutama pada segmen tulang punggung torakal yang mengalami skoliosis, yang selanjutnya dapat memengaruhi biomekanika tulang punggung lumbar. Interaksi biomekanik antara segmen torakal dan lumbar menunjukkan bahwa status kualitas mineral tulang di satu segmen tulang belakang dapat berdampak pada respons mekanis segmen lainnya. Hal ini menegaskan pentingnya kualitas mineral tulang sebagai salah satu faktor penentu kekuatan struktural dan stabilitas biomekanik tulang punggung secara keseluruhan (Song et al., 2018).

Oleh karena itu, evaluasi kualitas mineral tulang perlu menjadi bagian integral dari perencanaan praoperasi pada pasien skoliosis idiopatik. Pendekatan ini tidak hanya meningkatkan prediksi keberhasilan koreksi deformitas, tetapi juga membantu mengurangi risiko komplikasi pascaoperasi seperti kegagalan fiksasi atau kerusakan implan akibat tulang yang rapuh. Studi lebih lanjut diperlukan untuk memahami hubungan antara kualitas mineral tulang dan faktor biomekanik lainnya dalam konteks skoliosis idiopatik.

Osteoporosis secara signifikan dapat menurunkan integritas kualitas mineral tulang, yang berdampak pada penurunan kekuatan tulang hingga 50% dan pengurangan massa tulang hingga 25% dari kondisi normal (Benzel C. Edward et al., 2015). Hilangnya massa tulang disebabkan oleh dua mekanisme utama. Pertama, penggunaan plat logam sebagai pengikat pada tulang yang patah dapat menyebabkan redistribusi beban dari tulang ke plat tersebut karena *modulus young* yang tinggi pada material logam. Akibatnya, tulang yang patah menerima beban mekanik yang lebih sedikit, yang dikenal sebagai fenomena *stress shielding* (K. Sairy et al., 2001; J. Cordey et al., 2000). Kedua, aliran darah ke tulang di bawah plat logam sering kali terganggu, sehingga menghambat proses penyembuhan dan regenerasi tulang (Abdulsalam A. Al-Tamim et al., 2017).

Perbedaan sifat mekanik antara material tulang dan logam implan, seperti modulus elastisitas yang jauh lebih tinggi pada logam, dapat memperparah *stress shielding*. Kondisi ini tidak hanya mengurangi tegangan pada tulang tetapi juga memengaruhi massa jenis tulang, yang pada akhirnya dapat menyebabkan ketidakstabilan struktur tulang dan risiko kerusakan lebih lanjut. Untuk mengurangi efek *stress shielding* selama proses penyembuhan

patahan, diperlukan implan dengan kekakuan yang lebih rendah atau material yang sifat mekaniknya lebih mendekati tulang manusia (Abdulsalam A. Al-Tamim et al., 2017).

Distribusi tegangan yang tidak optimal pada tulang akibat *stress shielding* berdampak langsung pada pengurangan massa jenis tulang. Ketika tegangan mekanik pada tulang berkurang, proses adaptasi tulang melalui remodeling menjadi terhambat, sehingga kualitas dan kekuatan biomekanik tulang semakin menurun. Oleh karena itu, pendekatan biomekanika dalam desain implan, seperti penggunaan material bio-kompatibel dengan modulus elastisitas yang lebih sesuai, sangat penting untuk meminimalkan risiko komplikasi dan memastikan penyembuhan tulang yang efektif.

Dalam aplikasi struktur implan untuk koreksi skoliosis, berbagai bentuk kegagalan telah dilaporkan oleh praktisi dan peneliti. Kegagalan tersebut meliputi terlepasnya sekrup pedikel dari tulang punggung, patahnya sekrup pedikel, lepasnya batang penyangga dari sekrup pedikel, patahnya kepala sekrup, serta patahnya batang penyangga. Kasus-kasus ini umumnya terjadi beberapa tahun setelah pemasangan implan dan diperkirakan disebabkan oleh beban mekanis akibat gerakan fisiologis pasien dalam aktivitas sehari-hari (Benzel C. Edward et al., 2015; C. Casstevens et al., 2012).

Kegagalan pada struktur implan dapat terjadi baik pada material implan itu sendiri maupun pada *interface* sambungan antara tulang dan sekrup pedikel. Salah satu penyebab utama adalah konsentrasi tegangan yang tinggi pada komponen pengikat, yang dapat memicu retak pada plat atau lepasnya sekrup. Kekakuan yang tinggi pada material logam implan, seperti titanium atau baja tahan karat, sering kali berkontribusi pada fenomena *stress shielding*. Akibatnya, distribusi beban antara tulang dan implan menjadi tidak merata, yang dapat mempercepat kerusakan baik pada tulang maupun pada struktur implan (Abdulsalam A. Al-Tamim et al., 2017).

Untuk mengurangi risiko kegagalan, penting untuk mempertimbangkan desain implan yang mampu menyeimbangkan kekakuan material dengan sifat biomekanik tulang pasien. Pendekatan biomekanika dalam optimalisasi implan melibatkan analisis distribusi tegangan, evaluasi kompatibilitas material, serta pengembangan teknologi implan yang dapat menyesuaikan diri dengan gerakan fisiologis pasien. Selain itu, penelitian lebih lanjut diperlukan untuk memahami interaksi antara beban fisiologis dan material implan guna meningkatkan durabilitas serta keberhasilan jangka panjang koreksi skoliosis.

Perilaku mekanik tulang belakang dipengaruhi oleh kombinasi beban gerak fisiologis dan beban koreksi yang bekerja pada struktur tulang, sekrup, dan batang implan. Faktor-faktor ini secara signifikan memengaruhi kekuatan mekanik dan distribusi tegangan pada

sistem biomekanik skoliosis. Tegangan yang terjadi pada tulang punggung skoliosis juga dipengaruhi oleh proses penyembuhan di area antarmuka tulang dan sekrup, di mana kecepatan penyembuhan tulang menjadi salah satu faktor kunci dalam menentukan stabilitas implan (Abdulsalam A. Al-Tamim et al., 2017).

Penelitian biomekanik menunjukkan bahwa tegangan tertinggi pada tulang punggung skoliosis terjadi di sisi cekung dibandingkan dengan sisi cembung kurva skoliosis. Hal ini terjadi karena konsentrasi beban mekanik yang lebih besar di sisi cekung akibat deformitas kurva. Selain itu, investigasi material tulang dengan kondisi normal, osteopenia, dan osteoporosis di bawah gaya tekan menunjukkan bahwa kualitas mineral tulang berperan penting dalam menentukan respons biomekanik. Pada tulang dengan kualitas mineral rendah, seperti pada osteopenia dan osteoporosis, kurva tegangan meningkat secara signifikan dibandingkan pada tulang dengan kualitas mineral tinggi, yang menunjukkan kerentanan terhadap kerusakan lebih lanjut (Song et al., 2018).

Namun, penanganan kasus skoliosis saat ini masih didominasi oleh pendekatan medis konvensional, seperti penggunaan implan dan operasi koreksi, sementara analisis biomekanik yang komprehensif belum banyak diterapkan. Pengembangan analisis biomekanik yang mendalam, termasuk simulasi numerik dan pengujian eksperimental, sangat penting untuk memahami distribusi tegangan, meningkatkan desain implan, dan mengoptimalkan hasil koreksi skoliosis. Langkah ini dapat membantu menjembatani kesenjangan antara pendekatan medis dan biomekanik dalam menangani skoliosis secara lebih efektif.

Pengujian kekuatan tulang punggung menggunakan pendekatan *in vitro* maupun *in vivo* memiliki keterbatasan signifikan, seperti penggunaan sampel mayat yang terbatas, tingginya biaya, waktu penelitian yang panjang, serta kesulitan dalam merepresentasikan sifat biomekanik yang relevan. Oleh karena itu, analisis berbasis pemodelan dan simulasi biomekanik menggunakan metode elemen hingga (MEH) menjadi alternatif yang lebih efisien. MEH memungkinkan peneliti untuk mengatasi keterbatasan tersebut dengan menyediakan pendekatan yang hemat biaya, hemat waktu, dan dapat menggantikan representasi sifat biomekanik tulang secara akurat (J.S. Aebi et al., 1996; L. Murr et al., 2017; C. Casstevens et al., 2012).

Pendekatan MEH memiliki keunggulan dalam menangkap parameter biomekanik internal, baik pada tulang maupun jaringan lunak tulang belakang, yang sulit diukur melalui metode eksperimental konvensional (F.H. Cheng et al., 2010). Penelitian sebelumnya telah memanfaatkan MEH untuk mengevaluasi biomekanika tulang punggung skoliosis, baik

sebelum maupun setelah operasi koreksi (G.S. Nikolova et al., 2007; B.Y. Ucar et al., 2014; A. Dimeglio et al., 2001; V. Varghese et al., 2017). Namun, variasi karakteristik biomekanik yang signifikan antara tulang punggung skoliosis dan tulang belakang yang sehat menjadi tantangan dalam memprediksi hasil yang valid dan dapat digeneralisasi. Model MEH sering kali gagal mencakup kompleksitas deformasi yang unik pada setiap kasus skoliosis, sehingga hasil prediksi memerlukan validasi lebih lanjut untuk meningkatkan akurasi dan aplikabilitasnya (M. Dreischarf et al., 2014).

Untuk mengatasi tantangan ini, diperlukan pengembangan model biomekanik yang lebih canggih dengan mempertimbangkan parameter individual pasien, seperti geometri tulang, distribusi densitas mineral, dan sifat material jaringan lunak. Selain itu, integrasi simulasi MEH dengan data klinis dan eksperimental dapat memperbaiki prediksi biomekanik tulang belakang skoliosis, sehingga hasilnya lebih relevan untuk diterapkan dalam perencanaan dan evaluasi intervensi medis.

Penelitian ini bertujuan untuk melakukan pemodelan serta analisis biomekanik pada tulang punggung skoliosis yang telah dikoreksi menggunakan struktur implan. Proses analisis akan mencakup evaluasi beban, distribusi tegangan, dan deformasi/*displacement* yang bekerja pada tulang punggung serta sambungan antar komponen implan. Pemodelan ini diharapkan mampu mengidentifikasi kekuatan sambungan, kekakuan struktur, dan stabilitas sistem biomekanik untuk memastikan efektivitas koreksi skoliosis melalui implan.

Hasil pemodelan dan analisis ini diharapkan dapat memberikan dasar untuk optimalisasi dimensi, desain, dan modifikasi komponen seperti sekrup pedikel, batang penyangga, serta konektor. Optimalisasi ini bertujuan untuk meningkatkan kemampuan struktur implan dalam mendistribusikan beban dan menyesuaikan gerakan fisiologis pasien. Implan yang digunakan secara komersial saat ini umumnya dibuat dari biomaterial logam seperti *stainless steel*, titanium, paduan titanium-aluminium-vanadium (Ti6Al4V), kobalt-kromium (CoCrMo), dan material komposit lainnya yang kompatibel dengan tubuh manusia.

Biomaterial logam ini memiliki modulus elastisitas yang tinggi, yang berperan dalam memberikan kekakuan dan daya tahan implan terhadap beban mekanik. Sebagai contoh, paduan Ti6Al4V memiliki modulus elastisitas sebesar 110 GPa, *stainless steel* 316L sebesar 190 GPa, dan CoCrMo sebesar 210 GPa (L.Murr et al., 2017). Meskipun demikian, perbedaan *modulus elastisitas* yang besar antara biomaterial logam dan jaringan tulang dapat menyebabkan fenomena *stress shielding*, yang berpotensi mengurangi densitas tulang di sekitar implan. Oleh karena itu, diperlukan pengembangan biomaterial dengan sifat mekanik

yang lebih sesuai untuk mengurangi efek ini, sekaligus mempertahankan stabilitas dan kekuatan struktur implan.

Metode elemen hingga (MEH) telah digunakan secara luas dalam penelitian biomekanik untuk membandingkan karakteristik tulang belakang sehat dan tulang punggung yang mengalami osteoporosis ((S.A Caruso et al., 1996). Selain itu, MEH juga diterapkan dalam studi biomekanik skoliosis untuk menganalisis pengaruh deformitas pada distribusi tegangan dan kestabilan mekanik tulang belakang (F.H. Cheng et al., 2010; J. Yu et al., 2011; Yifeng Yu et al., 2020; J.Cossy et al., 2010). Penelitian tentang efek kualitas tulang abnormal pada biomekanika skoliosis idiopatik torakal juga telah dilakukan dengan menggunakan MEH, yang memungkinkan penyesuaian parameter material secara lebih fleksibel, mendukung simulasi mekanik yang lebih optimal, dan sangat cocok untuk menyelidiki masalah yang berkaitan dengan kualitas tulang (J. Yu et al., 2011; Yifeng Yu et al., 2020; S.A Caruso et al., 1997; R.P. Crawford, et al, 2003).

Simulasi model tulang punggung dengan mempertimbangkan perbedaan kualitas mineral tulang, termasuk tulang normal, *osteopenia*, dan *osteoporosis*, serta variabilitas koefisien gesek antar komponen tulang. Dalam simulasi, gaya aksial dan momen lentur diterapkan untuk mengevaluasi respons mekanis pada berbagai struktur tulang belakang, seperti tulang kortikal, tulang spons (*cancellous bone*), sendi faset (*facet joints*), plat ujung tulang (*endplates*), dan *diskus intervertebralis*. Pendekatan ini memungkinkan analisis mendalam mengenai pengaruh gaya biomekanik terhadap kestabilan tulang punggung pada berbagai kondisi tulang, yang dapat memberikan informasi penting untuk merancang strategi koreksi skoliosis yang lebih efektif dan personal.

Analisis tegangan pada tulang punggung akibat gaya aksial, momen lentur (bending moment), serta kombinasi kedua gaya tersebut pada arah fleksi dan rotasi kiri atau kanan perlu dilakukan melalui pendekatan pengujian mekanik dan biomekanik tulang punggung (Changning Sun et al., 2024). Dalam penelitian ini, pengujian dilakukan dengan menggunakan model tulang punggung yang terbuat dari material *polylactic acid* (PLA) dengan modulus Young 3,5 GPa dan tulang sapi, untuk mempelajari respons perilaku mekanik dari struktur tersebut. Simulasi dilakukan menggunakan MEH, yang memungkinkan pemetaan distribusi tegangan tiga dimensi (3D) yang mempengaruhi stabilitas pada kolumna *vertebralis*, terutama pada *vertebra torakal* yang telah dipasang implan material Ti6Al4V untuk mengoreksi derajat Cobb pada tulang punggung ke posisi normal.

Analisis tegangan akan dilakukan pada berbagai bentuk struktur implan, seperti sekrup pedikel, batang penyangga, dan konektor, serta pada *interface* antara sekrup dan tulang punggung. Tujuannya adalah untuk mengidentifikasi dan memprediksi distribusi tegangan pada implan tulang punggung serta menganalisis kemungkinan kegagalan tulang. Analisis kekuatan antar muka antara sekrup pedikel dan tulang punggung dapat memberikan wawasan yang lebih mendalam tentang distribusi gaya antara implan dan struktur tulang (Ming Xu et al., 2019). Simulasi komputer yang digunakan dalam penelitian ini melibatkan perangkat lunak MSC Marc-Metant, yang bertujuan untuk mengevaluasi secara kualitatif dan kuantitatif perilaku mekanik tulang punggung pada tubuh manusia, serta mengoptimalkan desain implan dan prosedur koreksi skoliosis.

1.2 Perumusan Masalah

Mekanisme pemasangan sekrup pedikel pada tulang punggung skoliosis merupakan salah satu faktor penting dalam memprediksi distribusi tegangan yang terjadi, baik melalui eksperimen maupun simulasi. Dalam disertasi ini, beberapa mekanisme yang relevan telah diusulkan oleh para peneliti untuk mengeksplorasi fenomena distribusi tegangan pada antarmuka antara sekrup dan tulang punggung. Berdasarkan kajian literatur, beberapa rumusan masalah yang muncul dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Kegagalan implan setelah jangka waktu tertentu: Kasus kegagalan implan yang ditemukan dua tahun atau lebih setelah operasi dapat disebabkan oleh beberapa faktor, seperti beban yang bekerja akibat gaya gravitasi, gerakan fisiologis yang dilakukan pasien, kualitas mineral tulang, dan koefisien gesek pada antarmuka. Beban tersebut bekerja secara fluktuatif, tergantung pada gerakan pasien dan gaya gravitasi yang bekerja pada tubuh. Fluktuasi beban ini dapat menyebabkan kegagalan lelah pada implan. Oleh karena itu, salah satu pertanyaan utama dalam penelitian ini adalah bagaimana memprediksi beban yang terjadi akibat gerakan fisiologis, serta distribusi tegangan, perpindahan (*displacement*), dan pengaruhnya pada tulang, implan, dan antarmuka antara implan dan tulang?
2. Pengaruh beban fisiologis terhadap kegagalan implan: Sebuah pertanyaan penting adalah bagaimana beban fisiologis berpengaruh terhadap kegagalan implan jika ditinjau dari tegangan yang bekerja akibat gaya tersebut. Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis bagaimana gaya-gaya fisiologis berinteraksi dengan implan dan memengaruhi stabilitas serta daya tahan struktural implan dalam jangka panjang.

3. Analisis tegangan pada tulang, implan, dan antarmuka (*interface*): Bagaimana analisis tegangan yang terjadi pada tulang punggung, implan, dan antarmuka akibat beban fisiologis, yang dipengaruhi oleh kondisi kualitas mineral tulang dan karakteristik kontak antar muka? Penelitian ini akan menyelidiki bagaimana perubahan kualitas mineral tulang (seperti *osteoporosis* atau *osteopenia*) serta kondisi interaksi antara tulang dan implan dapat mempengaruhi distribusi tegangan dan stabilitas struktur implan.

1.3 Tujuan penelitian

Tujuan penelitian ini menganalisis model yang diberi pembebanan yang terjadi dalam proses untuk koreksi kelengkungan tulang punggung skoliosis. Hasil dari analisis pemodelan ini diharapkan dapat digunakan untuk mengevaluasi kekuatan, kekakuan, dan stabilitas struktur implan yang diterapkan, serta untuk mengoptimalkan desain implan guna meningkatkan performa koreksi skoliosis. Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Mendapatkan jenis sekrup pedikel yang lebih baik dalam proses pemasangan antar muka tulang dan sekrup pedikel setelah koreksi skoliosis akibat beban fisiologis dengan kondisi kualitas mineral serta koefisien gesek antar muka.
2. Mendapatkan jumlah penggunaan implan sekrup pedikel yang lebih baik pada struktur implan dan tulang punggung setelah koreksi skoliosis akibat beban fisiologis dengan kondisi kualitas mineral serta koefisien gesek antar muka.

1.4 Batasan Masalah

Beberapa batasan masalah perlu diperhatikan dalam interpretasi data hasil penelitian ini, antara lain:

1. Pengaruh dari tulang rusuk, *ligamen*, otot, dan sistem saraf tidak termasuk dalam analisis ini, sehingga hanya tulang punggung dan implan yang menjadi fokus utama dalam pemodelan biomekanik.
2. Sifat material tulang dan implan diasumsikan bersifat homogen dan isotropik. Material tersebut dianggap memiliki sifat yang seragam di seluruh arah dan daerah, yang mungkin tidak sepenuhnya mencerminkan kondisi nyata yang ada pada tubuh manusia.
3. Beban fisiologis yang digunakan dalam analisis ini meliputi beban aksial pengaruh berat kepala yang bekerja dari arah menuju tulang punggung dan beban puntir yang timbul akibat gerakan rotasi pada bahu. Selain itu, kombinasi dari kedua gaya tersebut juga dianalisis untuk memahami efek keseluruhan pada tulang punggung dan struktur implan.

1.5 Hipotesis Penelitian

Adapun hipotesis dalam penelitian ini adalah:

1. Kegagalan implan pada tulang terjadi setelah pemasangan implan pada tulang punggung setelah beberapa tahun. Kegagalan kemungkinan dalam bentuk kegagalan lelah (*fatigue failure*) yang salah satu penyebabnya adalah beban yang berulang pada pasien terjadi akibat gerak fisiologis dari pasien.
2. Kegagalan pada *interface* antara lain terjadinya *stress shielding* akibat karakteristik material sekrup dan tulang, perubahan struktur dan kepadatan tulang karena perubahan kualitas mineral tulang, serta koefisien gesek antara tulang dan implan.
3. Simulasi tulang punggung skoliosis dengan pemasangan sekrup *conical* mempunyai tegangan *vonmises* lebih tinggi dibandingkan dengan sekrup *cylindrical* akibat gaya aksial dan bending momen. Konsentrasi tegangan terjadi pada leher sekrup-pedikel yang dapat mengakibatkan kegagalan sekrup.
4. Hasil simulasi pedikel tulang punggung dengan variasi kualitas tulang menunjukkan tegangan dengan kualitas tulang menurun akibat adanya distribusi tegangan ke arah tulang mengakibatkan mempercepat kegagalan *interface* tulang punggung skoliosis dan sekrup pedikel.

1.6 Manfaat Penelitian

Hasil dari penyelidikan ini akan memberikan manfaat dalam koreksi pemasangan implan sekrup-pedikel antara lain:

1. Memberikan informasi dan mengevaluasi penggunaan sekrup *conical* dan sekrup *cylindrical* ulir tunggal serta *cylindrical* ulir ganda pada tulang punggung skoliosis dengan perbedaan komposisi kualitas mineral tulang.
2. Memberikan informasi dan mengevaluasi kekuatan akibat gaya aksial, *bending momen* dan kombinasi kedua gaya dengan pemasangan sekrup *conical* ulir tunggal, sekrup *cylindrical* ulir tunggal serta *cylindrical* ulir ganda dengan variasi kualitas mineral tulang
3. Memberikan informasi mengenai stabilitas tulang punggung dengan sekrup pedikel yang kemudian dilakukan koreksi dalam menentukan jumlah sekrup-pedikel.

1.7 Keterbaruan

Kebaruan dalam penelitian ini merujuk pada kajian yang dilakukan oleh peneliti dengan mempertimbangkan berbagai literatur terkait, sebagaimana disajikan pada Tabel 1. Adapun perbedaan utama antara penelitian ini dengan studi sebelumnya adalah sebagai berikut:

1. Analisis tegangan pada tulang punggung dan implan dalam konteks koreksi skoliosis telah banyak dilakukan sebelumnya dengan memodelkan gaya-gaya yang bekerja selama proses koreksi (Song et al., 2018; Mohammad Nikkhooda et al., 2019; Wang et al., 2019; Liu Tao et al., 2018; Zeinab Kamal et al., 2019). Namun, analisis tegangan yang disebabkan oleh beban fisiologis belum menentukan jenis sekrup pedikel yang lebih baik digunakan pada proses koreksi skoliosis.
2. Analisis tegangan akibat beban fisiologis terhadap jumlah penggunaan sekrup pedikel pada koreksi skoliosis tulang punggung yang dipengaruhi oleh kualitas mineral tulang dan koefisien gesek antara antarmuka tulang – implan, juga belum diteliti meskipun ada beberapa penelitian terkait yang menggabungkan faktor-faktor tersebut secara komprehensif (Voutat et al., 2019; Song et al., 2018; Al Anouti et al., 2019; Routh K et al., 2021).

Tabel 1. Keterbaruan penelitian

No.	Referensi	Metode	Hasil Pengujian
1.	Song et al., 2018	MEH pada tulang punggung Skoliosis	Menganalisis distribusi tegangan von mises pada tulang punggung yang mengalami skoliosis dengan berbagai kondisi material tulang, yaitu tulang normal, <i>osteopenia</i> , dan <i>osteoporosis</i> . Simulasi dilakukan dengan memberikan gaya aksial pada setiap segmen tulang untuk mengevaluasi respons mekanisnya. Disertasi ini menghasilkan tegangan von mises dan displacement akibat gaya tarik dan momen bending yang menentukan jenis sekrup dan jumlah fiksasi.
2.	Ming et al., 2018	MEH pada tulang punggung Lumbar	Mengevaluasi distribusi tegangan von mises pada batang pedicle screw pada tulang punggung lumbar dengan material tulang normal. Berbagai jenis pembebanan mekanis diberikan, termasuk gaya aksial, rotasi aksial, fleksi (<i>flexion</i>), ekstensi (<i>extension</i>), dan tekukan lateral (<i>lateral bending</i>). Beban-beban tersebut diaplikasikan pada batang

			<p>sepasang <i>pedicle screw</i> untuk mensimulasikan kondisi fisiologis yang terjadi pada tulang punggung lumbar.</p> <p>Disertasi ini menghasilkan tegangan von mises dan <i>displacement</i> akibat gaya tarik dan momen bending pada tulang punggung <i>thoracic</i> yang menentukan jenis sekrup dan jumlah fiksasi.</p>
3.	Zeinab Kamal et al., 2019	MEH pada <i>endolescent idiopathic scoliosis</i>	<p>Menganalisis distribusi tegangan von mises pada tulang punggung kondisi <i>adolescent idiopathic scoliosis</i> (AIS) dengan material tulang normal. Simulasi dilakukan dengan memberikan gaya kontraksi otot yang merepresentasikan aktivitas biomekanis alami tubuh. Tegangan yang dihasilkan pada setiap segmen tulang punggung dianalisis untuk mengevaluasi pengaruh gaya otot terhadap stabilitas tulang punggung</p> <p>Disertasi ini mengabaikan kontraksi otot dengan jumlah variasi koreksi implan dan jenis sekrup</p>
4.	Mohammad Nikkhoa et al., 2019	MEH pada tulang punggung <i>cervical</i> dan otot	<p>Menganalisis distribusi tegangan von mises pada tulang punggung dengan material tulang normal yang dikenai berbagai jenis pembebanan mekanis. Gaya yang diterapkan mencakup gaya aksial, rotasi aksial, fleksi (<i>flexion</i>), ekstensi (<i>extension</i>), dan tekukan lateral (<i>lateral bending</i>), yang disimulasikan melalui kontraksi otot-otot yang relevan.</p> <p>Disertasi ini mengabaikan kontraksi otot dengan jumlah variasi koreksi implan dan jenis sekrup</p>
5.	Liu Tao et al., 2018	MEH pada tulang punggung Lumbar	<p>Menganalisis distribusi tegangan von mises pada tulang punggung lumbar dengan material tulang normal yang dikenai pembebanan mekanis berupa gaya akibat posisi duduk dan gerakan fleksi (<i>flexion</i>). Simulasi dilakukan untuk mengevaluasi tegangan yang terjadi pada setiap segmen tulang punggung lumbar dalam kondisi biomekanis</p> <p>Disertasi ini menghasilkan tegangan von mises dan <i>displacement</i> akibat gaya tarik dan bending momen pada tulang punggung <i>thoracic</i> yang menentukan jenis sekrup dan jumlah fiksasi.</p>
6.	Voutat et al., 2019		Mengevaluasi pengaruh variasi gaya dan kecepatan pada koefisien gesek antara permukaan tulang. Variasi gaya normal dan kecepatan

		Variasi Koefisien gesek pada tulang	<p>gesekan diaplikasikan untuk mensimulasikan kondisi biomekanis yang relevan dengan aktivitas sehari-hari atau proses klinis tertentu. Hasil analisis menunjukkan bahwa koefisien gesek bervariasi tergantung pada besarnya gaya yang diterapkan dan kecepatan relatif antar permukaan tulang.</p> <p>Disertasi ini juga menghasilkan simulasi tegangan von mises dan <i>displacement</i> akibat gaya tarik dan bending momen dengan variasi koefisien gesek yang menentukan jenis sekrup dan jumlah fiksasi.</p>
7.	Routh K et al., 2021	Simulasi koreksi skoliosis	<p>Menganalisis distribusi tegangan von mises pada tulang punggung yang setelah dikoreksi</p> <p>Disertasi ini juga menghasilkan simulasi tegangan von mises dan <i>displacement</i> pengaruh variasi jumlah penggunaan sekrup pedikel dan jenis sekrup</p>

