

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Pengenalan Masalah

Tubuh manusia secara biomekanika dirancang untuk bergerak dan mempertahankan keseimbangan beban pada struktur tulang belakang. Dalam kondisi ideal, sistem muskuloskeletal bekerja secara sinergis untuk mempertahankan postur netral dengan distribusi beban yang seimbang. Namun, gaya hidup modern dan tuntutan pekerjaan yang berbasis komputer telah memaksa tubuh untuk berada dalam posisi statis dalam jangka waktu yang lama. Perubahan perilaku ini seringkali memicu adopsi postur tubuh yang tidak fisiologis, seperti menunduk, membungkuk atau kepala yang terdorong ke depan. Secara medis, penyimpangan dari posisi netral tulang belakang ini bukan hanya masalah estetika, melainkan awal dari gangguan biomekanika serius yang berdampak pada kesehatan *muskuloskeletal* [1].

Dalam aktivitas duduk berkepanjangan, penyimpangan postur tersebut tidak terjadi secara acak, melainkan membentuk pola gangguan tertentu yang paling sering ditemukan secara klinis. Dalam konteks posisi duduk bekerja atau belajar, gangguan postur yang paling spesifik terjadi adalah *Forward Head Posture (FHP)* dan *Thoracic Hyperkyphosis* (membungkuk). Kedua kondisi ini secara langsung mempengaruhi beban pada tubuh. Berdasarkan hukum fisika momen gaya, setiap pergeseran kepala ke depan akan melipatgandakan beban yang harus ditopang oleh leher. Masalah utama bermula dari peningkatan beban otot yang terjadi akibat hukum fisika pada struktur tubuh. Peningkatan beban gravitasi ini memaksa otot-otot ekstensor leher dan punggung atas untuk berkontraksi secara terus menerus (kontraksi isometrik) guna menahan kepala agar tidak jatuh ke depan, yang tidak hanya memicu kelelahan otot (*muscle fatigue*), tetapi juga menurunkan kemampuan otot dalam mempertahankan stabilitas postur tubuh secara seimbang [2].

Dari sudut pandang epidemiologis, gangguan postur akibat aktivitas duduk berkepanjangan paling sering termanifestasi dalam bentuk *Forward Head Posture*

(FHP). Kondisi ini teridentifikasi sebagai kelainan dengan prevalensi kejadian paling tinggi di kalangan pengguna komputer. Studi meta-analisis menemukan korelasi yang signifikan antara FHP dengan prevalensi nyeri leher pada populasi muda hingga dewasa [3]. Di Indonesia, urgensi masalah ini dibahas dalam data Riskesdas 2018, yang mencatat tingginya angka gangguan sendi dan otot pada usia produktif, menjadikan masalah ini prioritas untuk diselesaikan [1]. Kondisi ini menunjukkan bahwa masalah utama bukan hanya perubahan posisi tulang, tetapi peningkatan beban kerja otot yang terjadi secara terus-menerus.

Kondisi ini menjadikan postur duduk yang buruk sebagai masalah utama karena merupakan awal dari perubahan struktur tubuh yang bersifat permanen. Berbeda dengan aktivitas fisik yang bersifat dinamis, duduk dengan postur buruk dilakukan selama berjam-jam setiap hari secara tidak sadar. Kondisi seperti ini yang menyebabkan otot pektoralis memendek dan otot punggung melemah. Gangguan ini tidak hanya menyebabkan kelelahan sesaat, tetapi juga memicu perubahan pada struktur tulang belakang [4].

Selain gangguan postur dalam bidang sagital, postur duduk buruk juga sering muncul dalam bidang frontal atau *asymmetric sitting posture*, di mana tubuh cenderung condong ke kiri atau kanan. Kondisi ini menyebabkan distribusi beban yang tidak seimbang dan meningkatkan beban otot secara unilateral, sehingga mempercepat terjadinya kelelahan otot serta meningkatkan risiko nyeri dan keterbatasan gerak. Akumulasi dari gangguan postur dan beban otot ini pada akhirnya menuju pada dua konsekuensi utama: keluhan nyeri kronis dan keterbatasan gerak. Kelainan struktur tulang belakang akibat adaptasi posisi bungkuk akan mengurangi fleksibilitas tubuh, yang secara signifikan membatasi mobilitas dan menurunkan kualitas tubuh penderitanya dalam jangka panjang [5].

Selain mempengaruhi postur tubuh bagian atas, aktivitas duduk dalam durasi yang berkepanjangan juga berdampak pada cara tubuh menopang beban selama duduk. Dalam posisi duduk, sebagian besar berat badan ditopang oleh area bokong yang bersentuhan langsung dengan permukaan duduk, sehingga perubahan postur duduk akan berpengaruh terhadap bagaimana beban tubuh tersebut didistribusikan [6],[7]. Selama duduk dalam waktu lama, posisi tubuh tidak bersifat statis. Individu

cenderung melakukan penyesuaian posisi duduk secara bertahap sebagai respons terhadap ketidaknyamanan yang muncul selama duduk. Penelitian menunjukkan bahwa selama aktivitas duduk berkepanjangan, distribusi tekanan pada permukaan duduk dapat berubah seiring waktu dan diikuti oleh pergeseran postur duduk yang terjadi secara berulang [6].

Postur duduk yang tidak seimbang, seperti tubuh yang condong ke salah satu sisi, dapat menyebabkan distribusi beban yang tidak merata pada area bokong. Kondisi ini berkaitan dengan perbedaan distribusi tekanan antara sisi kiri dan kanan area penopang duduk, yang telah diamati pada studi yang menganalisis pengaruh perubahan postur duduk terhadap tekanan pada area bokong [7], [8].

Perubahan distribusi tekanan dan postur duduk tersebut sering kali terjadi secara tidak disadari oleh pengguna. Akibatnya, individu dapat mempertahankan posisi duduk yang kurang optimal dalam durasi yang lama tanpa menyadari adanya perubahan pembebanan dan ketidaknyamanan yang terjadi selama duduk [6], [9]. Kondisi ini menunjukkan bahwa permasalahan duduk berkepanjangan tidak hanya berkaitan dengan durasi duduk atau postur tubuh bagian atas, tetapi juga dengan dinamika distribusi tekanan pada area penopang duduk. Oleh karena itu, pemantauan perubahan distribusi tekanan selama aktivitas duduk menjadi penting untuk memahami perubahan postur dan ketidaknyamanan yang muncul selama duduk berkepanjangan sebagai bagian dari permasalahan ergonomi kerja.

1. Pekerja kantoran, sebagai kelompok berisiko tinggi pertama karena durasi duduk panjang dan aktivitas statis di depan komputer.
2. Mahasiswa, sebagai kelompok berisiko tertinggi selanjutnya karena beraktivitas di depan komputer saat mengerjakan tugas-tugas yang berhubungan dengan internet.
3. Guru dan Dosen, kelompok profesi yang memiliki karakteristik kerja unik, yaitu kombinasi antara duduk statis dalam durasi panjang, aktivitas mengajar berbasis komputer, serta postur berdiri dan menunduk berulang saat menyiapkan materi atau melakukan penilaian.

Apabila permasalahan ini dapat diatasi, manfaatnya akan dirasakan oleh semua pihak. Pekerja kantoran dan mahasiswa dapat menjaga postur tubuh lebih baik, mengurangi risiko nyeri punggung, dan meningkatkan kenyamanan dalam beraktivitas. Guru dan dosen akan memperoleh peningkatan produktivitas serta berkurangnya angka absensi.

Dengan demikian, gangguan akibat postur tubuh yang buruk perlu mendapat perhatian serius. Upaya pencegahan dan sistem deteksi dini menjadi langkah penting dalam mengurangi risiko gangguan pada tulang belakang.

1.1.1 Informasi Pendukung Masalah

Bagian ini menyajikan informasi pendukung yang menjelaskan bentuk gangguan postur duduk serta parameter biomekanik dan fisiologis yang relevan sebagai dasar perancangan sistem deteksi. Postur duduk yang tidak ergonomis dapat muncul dalam berbagai bentuk dan berpotensi menimbulkan gangguan muskuloskeletal apabila berlangsung dalam jangka waktu lama.

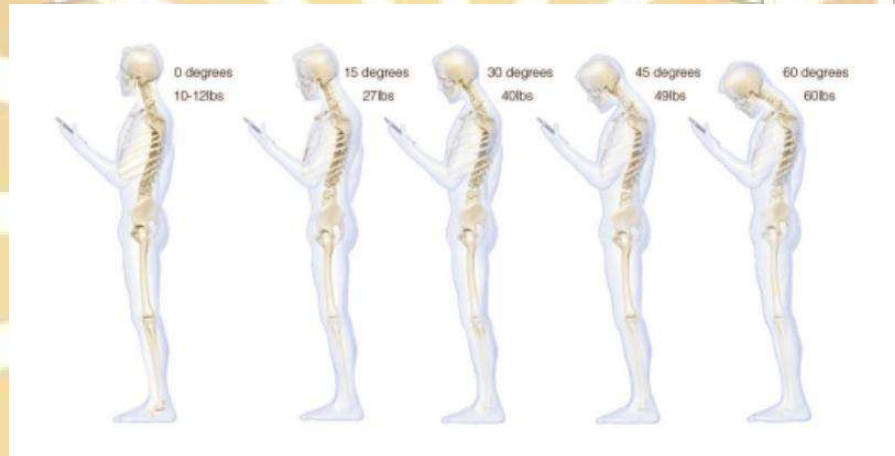
Masalah postur duduk yang tidak ergonomis dibagi dalam berbagai bentuk. Berdasarkan literatur medis dan ergonomi, terdapat tiga gangguan spesifik yang paling sering terjadi pada pekerja kantor, mahasiswa dan guru atau dosen, yaitu *Forward Head Posture* (FHP), *Thoracic Hyperkyphosis* dan *Slouched Sitting*. Ketiga gangguan tersebut menunjukkan bahwa permasalahan postur duduk tidak hanya berkaitan dengan perubahan posisi tulang belakang, tetapi juga berhubungan dengan peningkatan beban biomekanik dan kerja otot penopang postur.

Untuk mendukung perancangan sistem deteksi yang terstruktur, permasalahan postur duduk dalam penelitian ini dikelompokkan ke dalam tiga kategori utama sebagai berikut.

A. Forward Head Posture (FHP)

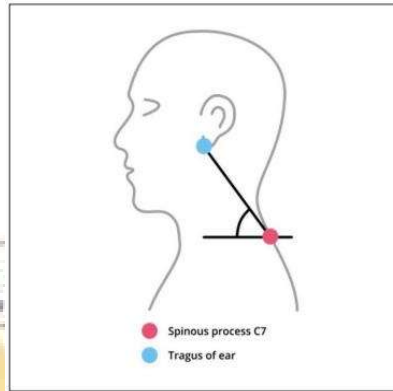
Forward Head Posture atau posisi kepala condong ke depan adalah penyimpangan postur yang paling umum ditemukan di era digital, FHP didefinisikan sebagai kondisi di mana posisi telinga berada di depan garis

vertikal bahu. Dalam posisi netral (0 derajat), kepala manusia memberikan beban sekitar 5 kg pada tulang belakang. Namun penelitian biomekanika menunjukkan bahwa beban ini meningkat secara signifikan seiring dengan kemiringan kepala. Pada sudut 15 derajat, beban efektif pada leher meningkat menjadi 12 kg, dan pada sudut 60 derajat beban tersebut mencapai 27 kg. Peningkatan beban ini memaksa otot punggung bekerja keras untuk menahan kepala, yang memicu ketegangan otot [2].



Gambar 1. 1 Ilustrasi peningkatan beban pada tulang belakang akibat perubahan sudut kemiringan kepala

Studi terbaru menunjukkan angka kejadian yang sangat tinggi. Sebuah penelitian mencatat tingkat FHP mencapai 63,5% hingga 71,4% dengan tingkat kejadian yang lebih tinggi pada wanita. Hal ini mengonfirmasi bahwa mayoritas *stakeholder* berisiko tinggi mengalami gangguan ini [10]. Postur kepala normal saat duduk diukur dengan sudut craniovertebral angle (CVA) yang berada pada kisaran 50–53°. Apabila nilai CVA kurang dari 48°, maka kondisi tersebut dikategorikan sebagai *forward-head posture* (FHP) [11]. Craniovertebral angle (CVA) ditentukan dengan menarik garis dari prosesus spinosus vertebra servikal ketujuh (C7) ke tragus telinga (kartilago yang terletak di depan meatus akustikus eksternus), kemudian dibandingkan dengan garis horizontal [12].



Gambar 1. 2 Pengukuran Craniovertebral Angle (CVA) [10]

Garis hitam ditarik dari titik C7 (ditandai merah) ke tragus telinga (ditandai biru). Sudut yang terbentuk antara garis tersebut dengan garis horizontal merupakan craniovertebral angle (CVA). Semakin kecil sudut CVA, semakin besar kecenderungan terjadinya *forward head posture* (FHP). pengukuran memiliki ICC (Intraclass Correlation Coefficient) = 0.71 – 0.88 [12].

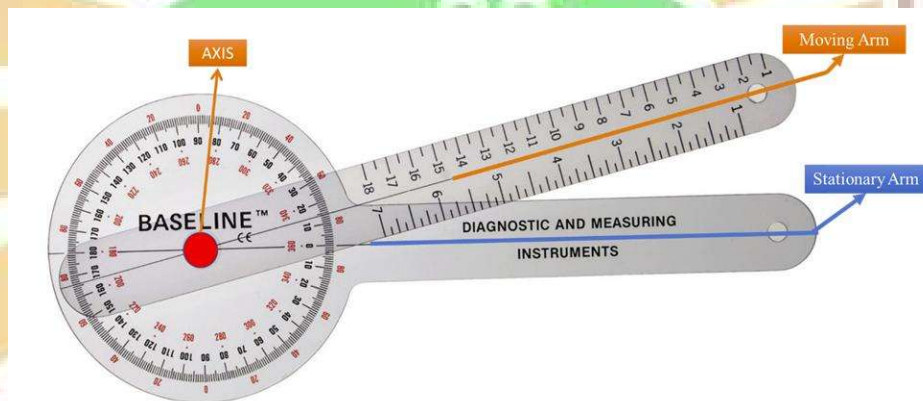
Intraclass Correlation Coefficient (ICC) adalah ukuran statistik yang digunakan untuk menilai tingkat konsistensi atau reliabilitas suatu pengukuran. ICC sering dipakai untuk melihat apakah hasil pengukuran yang dilakukan berulang kali, baik oleh pengukur yang sama maupun pengukur yang berbeda, memberikan hasil yang serupa.

Table 1 Interpretation of intraclass correlation coefficients (ICC)	
ICC	Agreement
1.0	Perfect agreement
0.99 to 0.81	Almost perfect agreement
0.80 to 0.61	Substantial agreement
0.60 to 0.41	Moderate agreement
0.40 to 0.21	Fair agreement
0.20 to 0.01	Slight agreement
0.0 to -0.1	Poor agreement

Gambar 1. 3 Interpretasi Intraclass Correlation Coefficient

Dalam konteks penelitian menggunakan Craniovertebral Angle (CVA) untuk menilai Forward Head Posture (FHP), ICC digunakan untuk mengevaluasi apakah metode pengukuran CVA tersebut dapat dipercaya, dengan nilai 0.71 – 0.88 dapat disimpulkan CVA merupakan pengukuran yang tepat untuk indikasi FHP.

Dalam praktik klinis konvensional, pengukuran CVA ini tidak dilakukan secara estimasi visual semata, melainkan menggunakan alat ukur sudut standar medis yang disebut dengan Goniometer.



Gambar 1. 4 Goniometer

Secara teknis, mekanisme pengukuran menggunakan goniometer ini bergantung pada penentuan tiga komponen vektor utama. Pertama, titik pusat rotasi (*axis*) alat diposisikan tepat pada *processus spinosus* dari tulang *Vertebra Prominens* (C7). Kedua, lengan statis (*stationary arm*) diposisikan sejajar dengan garis horizontal (bidang transversal) yang tegak lurus terhadap gravitasi. Ketiga, lengan bergerak (*moving arm*) diarahkan lurus menghubungkan titik *axis* menuju ke *tragus* telinga. Sudut deviasi yang terbentuk antara lengan statis (horizontal) dan lengan bergerak inilah yang kemudian dibaca sebagai nilai CVA aktual pada saat pengukuran dilakukan

B. Postur Duduk Condong Kiri, Kanan, Membungkuk, serta Kelelahan Otot Punggung

Selain gangguan pada postur kepala, aktivitas duduk jangka panjang juga sering memunculkan gangguan postur dalam bidang sagital dan frontal, seperti postur membungkuk (*Thoracic Hyperkyphosis*), *Slouched Sitting*, serta posisi duduk miring ke kiri atau kanan (*asymmetric sitting posture*). *Thoracic Hyperkyphosis* (Bungkuk) adalah gangguan kelengkungan berlebihan pada tulang belakang bagian atas (punggung) yang menciptakan postur membungkuk. Postur duduk membungkuk yang kronis menyebabkan sindrom silang atas. Kondisi ini ditandai dengan ketidakseimbangan otot yang spesifik, otot-otot dada kaku, sementara otot-otot punggung atas melemah. Selain menyebabkan nyeri, *Thoracic Hyperkyphosis* yang parah dapat mengurangi mobilitas tulang rusuk, yang secara biomekanika terbukti dapat menghambat fungsi pernapasan optimal karena ruang gerak paru-paru menjadi terbatas [13].

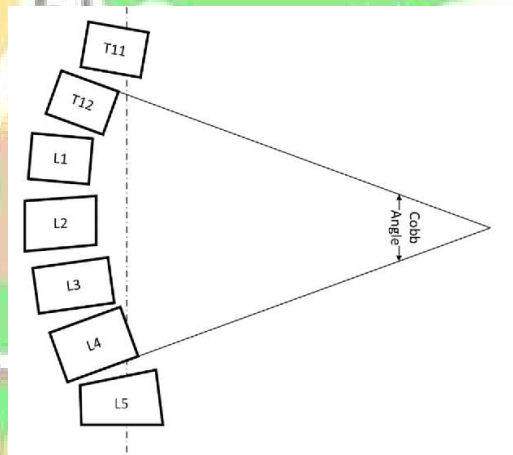
Slouched Sitting atau duduk merosot adalah posisi di mana panggul meluncur ke depan kursi, menyebabkan hilangnya kelengkungan alami punggung bawah. Posisi ini mengubah kurva lumbar menjadi datar atau cembung. Hal ini meningkatkan tekanan di dalam bantalan tulang belakang secara signifikan dan meregangkan ligamen secara berlebihan, yang merupakan faktor resiko utama terjadinya nyeri punggung bawah. Data klinis menunjukkan hubungan kuat antara perilaku duduk ini dengan keluhan nyeri. Survei gangguan muskuloskeletal mencatat bahwa keluhan paling sering dialami akibat duduk lama adalah nyeri punggung bawah (64,6%), diikuti oleh nyeri leher dan bahu (59,7%) [14].

Postur duduk yang ergonomis ditandai oleh distribusi beban yang seimbang serta kesesuaian sudut tulang belakang dengan kurva alami tubuh. Deviasi dari postur ideal akan meningkatkan tekanan pada diskus intervertebralis dan otot penopang. Sudut lordosis lumbar yang optimal berada pada kisaran 30–40° terhadap garis vertikal [16].

Apabila sudut tersebut menurun di bawah 20° (lordosis datar), kemampuan penyerapan beban oleh diskus menurun, sehingga tekanan posterior meningkat. Sebaliknya, sudut lebih dari 45° (lordosis berlebih) menyebabkan peningkatan beban pada sendi facet dan otot *erector spinae*. Sensor nantinya akan mendeteksi data orientasi yang stabil dalam format *Roll, Pitch, Yaw* yang didapat dari sensor yang ditempelkan pada tubuh pengguna untuk memperkirakan sudut relatif antara dua segmen tulang belakang dengan rumus :

$$\text{angles.from_x} = 2 * \text{atan2}(\text{quat.x}, \text{quat.w}) * (180/3.1).$$

Cobb Angle adalah pengukuran yang paling umum digunakan untuk mengukur derajat kelainan tulang belakang. Skema pengukuran sudut Cobb yang mana sudut Cobb didefinisikan sebagai sudut antara garis perpanjangan pelat ujung atas tubuh tulang belakang yang paling miring dalam segmen yang melengkung dan garis perpanjangan pelat ujung bawah tubuh tulang belakang yang paling miring di bawahnya.



Gambar 1. 5 Cobb Angle

Degree of Cobb Angle (°)	Classification
$<10^{\circ}$	Normal
$10^{\circ} < x < 25^{\circ}$	Mild
$25^{\circ} < x < 45^{\circ}$	Moderate
$>45^{\circ}$	Severe

Gambar 1.6 Klasifikasi Sudut *Cobb Angle*

Deviasi lateral lebih dari 10° dari garis median menunjukkan postur asimetris, dan apabila melebihi 15° selama lebih dari 5 menit, berisiko menyebabkan nyeri unilateral.

Selain itu, fleksi anterior (membungkuk) lebih dari 20° dari posisi tegak dapat meningkatkan tekanan diskus hingga 140% dibandingkan posisi berdiri [14][15][16]. Analisis distribusi tekanan duduk juga memberikan indikasi objektif terhadap keseimbangan tubuh. Pada postur seimbang, asimetri tekanan kiri-kanan kurang dari 10%, sedangkan pada postur condong lateral asimetri meningkat hingga lebih dari 15%. Postur membungkuk menggeser tekanan ke arah depan dan mengurangi kontak dengan sandaran punggung. Perubahan pola tekanan ini dapat terdeteksi dalam waktu 5–10 detik setelah postur berganti [17].

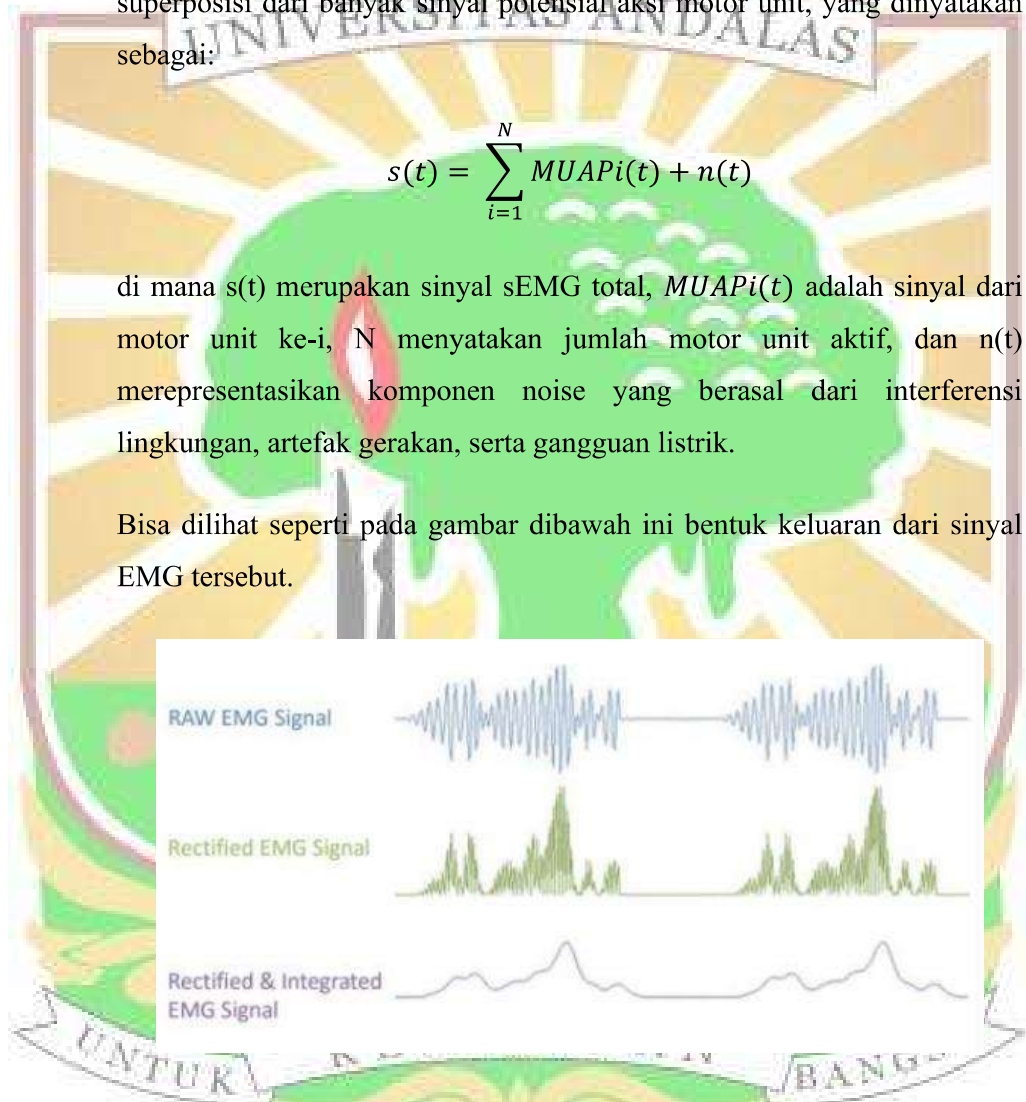
Ketiga bentuk gangguan postur yang telah disebutkan diatas menunjukkan bahwa masalah utama pada aktivitas duduk lama tidak hanya terletak pada perubahan bentuk tulang belakang, tetapi juga pada peningkatan beban dan kerja otot penopang postur. Peningkatan beban biomekanik ini memaksa otot-otot punggung, bahu, dan pinggang untuk berkontraksi secara statis dalam durasi yang panjang. Kontraksi statis berkepanjangan merupakan salah satu faktor utama terjadinya kelelahan otot, yang ditandai dengan penurunan kemampuan otot dalam mempertahankan stabilitas postur tubuh secara optimal. Akibatnya, tubuh cenderung melakukan kompensasi postural, termasuk perubahan posisi duduk secara tidak sadar, seperti membungkuk lebih jauh atau condong ke salah satu sisi tubuh.

Kelelahan otot punggung bawah termasuk salah satu yang paling sering dijumpai, terutama pada kelompok otot *erector spinae*, kelelahan otot ini dapat dideteksi melalui sinyal elektromiografi permukaan (sEMG) yang dihasilkan oleh aktivitas bioelektrik serat otot selama proses kontraksi. Secara matematis, sinyal sEMG yang direkam dapat dimodelkan sebagai superposisi dari banyak sinyal potensial aksi motor unit, yang dinyatakan sebagai:

$$s(t) = \sum_{i=1}^N MUAP_i(t) + n(t)$$

di mana $s(t)$ merupakan sinyal sEMG total, $MUAP_i(t)$ adalah sinyal dari motor unit ke- i , N menyatakan jumlah motor unit aktif, dan $n(t)$ merepresentasikan komponen noise yang berasal dari interferensi lingkungan, artefak gerakan, serta gangguan listrik.

Bisa dilihat seperti pada gambar dibawah ini bentuk keluaran dari sinyal EMG tersebut.



Gambar 1. 6 Sinyal Output Electromyography (EMG)

Sinyal EMG mentah (raw EMG) menunjukkan pola osilasi acak dengan amplitudo positif dan negatif yang merepresentasikan aktivitas potensial aksi serat otot selama kontraksi. Sinyal ini memiliki komponen frekuensi dominan pada rentang 50–150 Hz, dengan spektrum penuh antara 20–450

Hz, serta amplitudo yang bervariasi dari sekitar 5–50 μV pada kondisi istirahat dan dapat meningkat hingga 500 μV pada kondisi kontraksi aktif [18][19][20]. Untuk memudahkan analisis amplitudo, sinyal EMG dilakukan proses rektifikasi sehingga seluruh nilai amplitudo menjadi positif. Selanjutnya, proses integrasi dilakukan untuk memperoleh envelope sinyal yang merepresentasikan tingkat aktivasi otot secara keseluruhan dalam domain waktu, yang sering digunakan untuk analisis aktivitas dan kelelahan otot.

Pada aktivitas duduk berkepanjangan, otot erector spinae bekerja secara statis untuk menjaga postur tegak tubuh. Kontraksi statis yang berlangsung lama menyebabkan terjadinya kelelahan otot yang ditandai dengan perubahan karakteristik sinyal elektromiografi (EMG) baik pada domain waktu maupun domain frekuensi. Salah satu parameter yang mengalami perubahan signifikan adalah median frequency (MDF), yang dilaporkan menurun sebesar 8–12% dari nilai baseline, misalnya dari sekitar 90 Hz menjadi 75–80 Hz setelah 60 menit duduk. Penurunan MDF ini disebabkan oleh perlambatan kecepatan konduksi serat otot akibat akumulasi metabolit seperti asam laktat dan ion hidrogen yang mempengaruhi eksitabilitas membran sel otot [20]. MDF didefinisikan sebagai frekuensi yang membagi spektrum daya sinyal EMG menjadi dua bagian dengan energi yang sama besar.

$$\int_0^{f^{MDF}} P(f)df = \frac{1}{2} \int_0^{f^{MDF}} P(f)df$$

Sebagai contoh, jika energi total spektrum adalah 100 unit daya, maka MDF merupakan frekuensi saat energi kumulatif mencapai 50 unit, yang pada kondisi awal dapat berada di sekitar 90 Hz dan menurun menjadi sekitar 78 Hz setelah terjadi kelelahan otot.

Selain perubahan pada domain frekuensi, parameter domain waktu berupa root mean square (RMS) sinyal EMG juga mengalami peningkatan selama

kelelahan otot. RMS merepresentasikan amplitudo sinyal EMG yang berkaitan dengan tingkat aktivasi otot dan rekrutmen motor unit.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N C x_i^2}$$

Pada kondisi normal saat duduk statis, nilai RMS erector spinae umumnya berada pada kisaran 20–50 μV , sedangkan pada kondisi kelelahan otot RMS dapat meningkat sekitar 15–25%. Sebagai contoh, jika RMS baseline sebesar 40 μV , maka setelah kelelahan nilai RMS dapat meningkat menjadi sekitar 46–50 μV akibat rekrutmen motor unit tambahan untuk mempertahankan kontraksi statis.

Parameter lain yang mengalami perubahan adalah mean power frequency (MPF), yang menggambarkan rata-rata distribusi daya spektral sinyal EMG.

$$MPF = \frac{\sum_{k=1}^N f_k P(f_k)}{\sum_{k=1}^N P(f_k)}$$

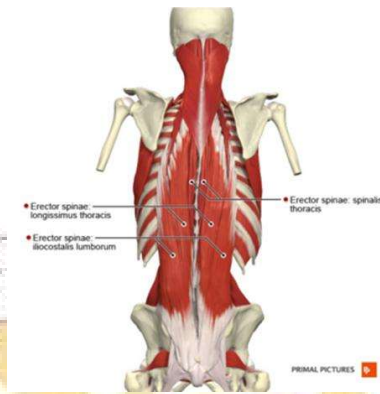
Sebagai contoh, jika distribusi daya spektral pada frekuensi 40, 60, 80, dan 100 Hz berturut-turut adalah 10, 20, 30, dan 40 unit, maka nilai MPF yang diperoleh adalah 80 Hz. Selama kelelahan otot, peningkatan daya pada frekuensi rendah menyebabkan nilai MPF menurun sekitar 10–15%, misalnya dari 90–100 Hz menjadi sekitar 75–90 Hz. Penurunan MDF dan MPF menunjukkan pergeseran spektrum sinyal EMG ke frekuensi yang lebih rendah, sedangkan peningkatan RMS mencerminkan peningkatan aktivitas dan rekrutmen motor unit, yang secara keseluruhan merupakan indikator terjadinya kelelahan otot selama aktivitas duduk statis berkepanjangan [20][21].

Dalam penerapannya, pengukuran kelelahan otot punggung bawah menggunakan sEMG harus dilakukan dengan mengacu pada standar teknis dan kode etik penelitian biomedis. Secara teknis, penempatan elektroda dan prosedur akuisisi sinyal mengikuti pedoman non-invasif yang

direkomendasikan oleh SENIAM, guna menjamin konsistensi data, meminimalkan *noise*, serta menghindari kesalahan interpretasi sinyal akibat penempatan sensor yang tidak tepat. Dari aspek etika, pelaksanaan pengukuran wajib memenuhi prinsip *non-maleficence*, *beneficence*, *autonomy*, dan *confidentiality* sebagaimana dianut dalam praktik penelitian medis yang dirujuk oleh World Health Organization dan Ikatan Dokter Indonesia. Prinsip tersebut menuntut agar pengukuran dilakukan secara aman, tidak memicu nyeri atau kelelahan berlebihan, memberikan hak kepada subjek untuk menghentikan pengukuran kapan pun, serta menjaga kerahasiaan seluruh data sEMG yang diperoleh melalui proses *informed consent*.

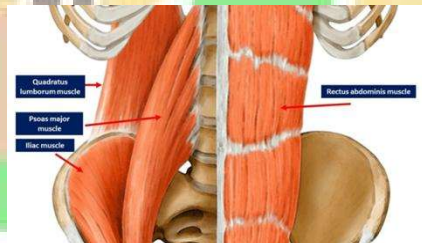
Dalam kerangka pengukuran yang terstandar dan etis tersebut, perubahan karakteristik sinyal EMG tersebut berkorelasi dengan persepsi subjektif ketidaknyamanan. Berdasarkan skala Borg CR10, ketidaknyamanan signifikan pada punggung bawah mulai muncul setelah 20–30 menit duduk. Durasi ini dapat dijadikan sebagai ambang batas (*threshold*) untuk memberikan peringatan dini terhadap kelelahan otot [22].

Selain pemahaman fisiologis, pengetahuan anatomi otot juga penting dalam menentukan posisi sensor yang optimal. Otot erector spinae terdiri dari tiga bagian utama, yaitu iliocostalis, longissimus, dan spinalis, yang berperan menjaga postur dan menahan beban gravitasi saat duduk. Berdasarkan standar SENIAM (*Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles*), posisi sensor yang paling ideal berada pada level vertebra L3–L4, sekitar 2–3 cm lateral dari *processus spinosus*, dengan konfigurasi bilateral (kiri dan kanan) untuk mendeteksi ketidakseimbangan postur [23]. Gambar 1.3 memperlihatkan lokasi otot *erector spinae* pada region lumbar yang menjadi target utama pengukuran EMG.



Gambar 1. 7 8 Letak otot erector spinae pada region lumbar (L3–L4)

Selain *erector spinae*, otot *quadratus lumborum* (QL) juga memiliki peran penting dalam stabilitas lateral. Aktivitas QL kanan meningkat ketika tubuh condong ke kiri, dan sebaliknya. Asimetri aktivitas quadratus lumborum bilateral lebih dari 20% menunjukkan adanya postur lateral yang tidak seimbang [24]. Gambar 1.4 menunjukkan letak otot *quadratus lumborum* yang terletak lebih lateral dan dalam dibandingkan *erector spinae*.



Gambar 1. 8 Letak otot quadratus lumborum (QL) pada area lumbal lateral

Berdasarkan temuan ini, sistem deteksi dapat dirancang untuk mengidentifikasi kelelahan melalui penurunan MDF lebih dari 10%, peningkatan RMS lebih dari 20% dari *baseline*, serta durasi duduk statis melebihi 30 menit sebagai indikator risiko tinggi kelelahan otot.

Penelitian fotogrametri menunjukkan bahwa hanya sekitar 25% individu yang mampu mempertahankan postur ideal selama satu jam duduk. Lebih

dari 70% individu mengalami deviasi signifikan setelah 30 menit, diawali dengan penyesuaian mikro pada menit ke-10 hingga ke-20, dan berkembang menjadi slumped posture pada menit ke-30. Perubahan ini dipengaruhi oleh dominansi sisi tubuh, kelelahan otot, serta jenis aktivitas seperti mengetik atau menulis [14][24].

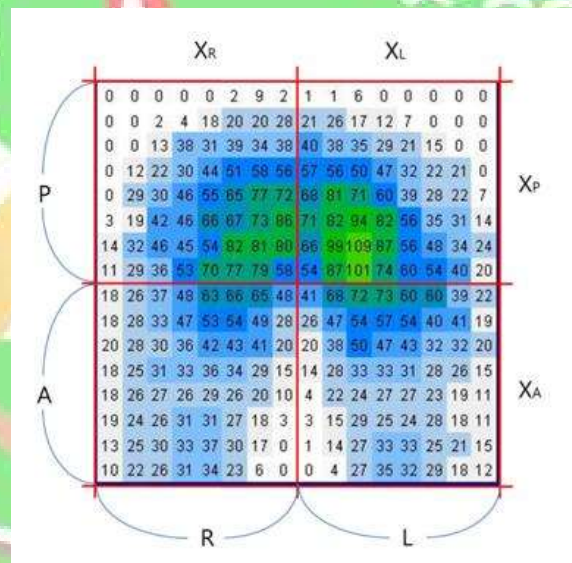
Faktor lingkungan dan perilaku pengguna juga berperan penting dalam perancangan sistem deteksi. Dimensi kursi yang sesuai standar adalah lebar 40–50 cm, kedalaman 38–45 cm, tinggi sandaran punggung 45–55 cm, dan tinggi kursi 42–52 cm dari lantai. Kondisi lingkungan kerja yang ideal memiliki suhu antara 22–26°C dan kelembaban 40–60%, untuk menjaga kenyamanan serta memastikan kontak elektroda EMG tetap baik [26].

C. Distribusi Tekanan Duduk

Selain perubahan sudut postur dan aktivitas otot, distribusi beban tubuh pada area pelvis juga merupakan aspek biomekanika yang penting dalam aktivitas duduk. Saat seseorang berada pada posisi duduk, pusat beban tubuh tidak lagi ditopang oleh ekstremitas bawah, melainkan berpindah ke area pelvis. Sebagian besar berat badan disalurkan melalui ischial tuberosity yang berfungsi sebagai titik tumpu utama. Secara biomekanika, pelvis berperan sebagai penghubung antara batang tubuh dan permukaan duduk, sehingga posisi dan kestabilan pelvis sangat berpengaruh dalam menjaga postur duduk yang seimbang dan netral [27].

Pada kondisi duduk statis dalam waktu yang lama, perubahan orientasi pelvis akibat postur membungkuk atau kemiringan ke samping dapat menyebabkan pergeseran jalur distribusi beban tubuh. Pergeseran ini mengakibatkan redistribusi gaya pada permukaan dudukan, yang ditunjukkan oleh meningkatnya tekanan pada area tertentu, terutama di sekitar ischial tuberosity. Ketidakseimbangan distribusi beban tersebut merupakan dampak mekanis dari perubahan postur duduk dan berpotensi meningkatkan stres mekanik pada jaringan yang berperan dalam menopang postur tubuh [101].

Secara biomekanika, posisi duduk condong ke kanan atau kiri ditandai oleh ketidakseimbangan distribusi beban antara sisi kiri dan kanan pelvis. Pada postur duduk seimbang, distribusi beban kiri–kanan relatif simetris. Sebaliknya, pada postur duduk condong, pusat massa tubuh bergeser secara lateral sehingga sebagian besar beban tubuh ditopang oleh salah satu sisi pelvis. Kondisi ini menghasilkan perbedaan distribusi tekanan kiri–kanan pada permukaan dudukan dan telah digunakan dalam literatur sebagai indikator objektif perubahan postur duduk pada bidang frontal [28], [101]. Fenomena ini divisualisasikan melalui peta distribusi tekanan, seperti yang terlihat pada Gambar 1.2, dimana warna menunjukkan perbedaan intensitas beban antara sisi kiri dan kanan tubuh [28].



Gambar 1. 9 Peta distribusi tekanan kursi pada posisi duduk [28]

Dengan demikian, deteksi duduk condong dilakukan dengan membandingkan distribusi beban atau tekanan antara sisi kiri dan kanan dudukan, bukan berdasarkan nilai tekanan absolut atau pengamatan visual semata.

Pada kondisi duduk seimbang, gaya tekan dan tekanan pada sisi kiri dan kanan dudukan cenderung relatif sama, sehingga:

$$P_{kiri} \approx P_{kanan}$$

Sebaliknya, pada kondisi duduk condong ke kanan atau kiri, terjadi dominasi beban pada salah satu sisi pelvis, yang menyebabkan perbedaan tekanan antara sisi kiri dan kanan dudukan:

$$P_{kiri} \neq P_{kanan}$$

Penelitian eksperimental menunjukkan bahwa meskipun aktivitas duduk bersifat statis, distribusi tekanan pada permukaan duduk bersifat dinamis dan mengalami perubahan seiring waktu duduk [6]. Selain itu, penelitian Kamegaya menunjukkan bahwa variasi postur duduk tidak seimbang menyebabkan peningkatan asimetri distribusi tekanan kiri–kanan secara signifikan, dengan selisih distribusi beban yang meningkat hingga 17–30% dibandingkan dengan postur duduk seimbang [7]. Temuan ini menunjukkan bahwa duduk condong ke satu sisi menghasilkan perubahan distribusi beban yang dapat diidentifikasi secara kuantitatif.

Berdasarkan literatur biomekanika duduk, parameter utama yang digunakan adalah derajat asimetri distribusi beban duduk kiri–kanan. Parameter ini merepresentasikan tingkat ketidakseimbangan proporsi beban antara sisi kiri dan kanan pelvis dan digunakan sebagai indikator kecenderungan postur duduk condong ke satu sisi. Derajat asimetri distribusi beban duduk dinyatakan dalam bentuk persentase relatif sebagai berikut:

$$A_{sim} = \frac{|P_{kiri} - P_{kanan}|}{P_{kiri} + P_{kanan}} \times 100\%$$

Parameter ini bersifat relatif dan tidak bergantung pada berat badan individu maupun nilai tekanan absolut. Reenalda et al. melaporkan bahwa perubahan relatif distribusi beban sebesar $\pm 10\%$ dari kondisi referensi digunakan untuk mengidentifikasi terjadinya *postural shift*, yaitu perubahan postur duduk yang bermakna secara biomekanika [102]. Nilai ini digunakan sebagai kriteria analitis untuk mendeteksi perubahan postur, dan bukan sebagai batas kesehatan ergonomi.

Dari perspektif ergonomi, perubahan distribusi tekanan dan peningkatan tekanan lokal berkaitan dengan menurunnya tingkat kenyamanan duduk. Studi ergonomi menunjukkan bahwa distribusi tekanan yang tidak merata dan bertahan dalam durasi lama mendorong individu untuk melakukan perubahan posisi duduk secara berulang sebagai mekanisme kompensasi terhadap ketidaknyamanan [9]. Perubahan posisi ini sering kali terjadi secara tidak disadari dan sulit diamati secara visual.

Hal ini menunjukkan adanya kebutuhan akan sistem pemantauan distribusi tekanan duduk yang mampu mendeteksi perubahan postur dan pembebanan secara real-time serta mudah diterapkan pada lingkungan kerja dan belajar. Berbagai solusi telah dikembangkan untuk mengatasi berbagai bentuk gangguan postur duduk yang disajikan pada tabel 1.1 di bawah ini

Tabel 1. 1 Solusi yang sudah ada

Solusi	Kelebihan	Kekurangan
Posture Guard – A Human Sitting Posture Detection And Alarming System [38]	1. Menggunakan teknologi modern (computer vision dan machine learning) sehingga mampu memantau postur tubuh secara real-time menggunakan webcam tanpa perangkat tambahan. 2. Memberikan umpan balik langsung berupa visual dan audio, sehingga pengguna bisa segera melakukan koreksi postur. 3. Mampu mengklasifikasikan postur ke dalam lima kelas yang cukup	1. Performa menurun cukup signifikan pada data pengguna baru (unseen faces) dan lingkungan berbeda, dengan rata-rata presisi hanya sekitar 64%. 2. Sensitif terhadap perubahan lingkungan dan kondisi pencahayaan, sehingga keandalan sistem belum sepenuhnya stabil. 3. Ketergantungan pada webcam membuat sistem bergantung pada posisi kamera dan kualitas

Solusi	Kelebihan	Kekurangan
	detail (Normal, Neck, Shoulders, Forward Bend, Backward Bend).	perangkat. 4. Tidak dapat mengetahui keadaan kelelahan dari otot punggung dan distribusi tekanan secara langsung
Intelligent Posture Detection System for Improved Ergonomics [39]	Menggunakan kombinasi <i>load cell</i> dan <i>ultrasonic sensor</i> sehingga deteksi postur lebih akurat karena mempertimbangkan distribusi berat dan jarak punggung ke sandaran.	1. Tidak dapat mengukur kelelahan pada otot punggung 2. Tidak dapat memonitoring kondisi leher saat duduk 3. Mengganggu kenyamanan duduk karena sensornya tidak ditutupi
Aplikasi pengingat postur berbasis waktu [40]	1. Sederhana dan mudah diakses karena tidak memerlukan perangkat khusus selain smartphone atau aplikasi sederhana 2. Rendah biaya dan praktis karena umumnya hanya berbasis notifikasi waktu tanpa sensor khusus sehingga biaya pengembangan dan penggunaan relatif rendah 3. Cocok untuk kebiasaan dasar seperti berdiri atau istirahat periodik yang terbukti meningkatkan	1, Tidak sensitif terhadap kondisi postur nyata karena notifikasi hanya berdasarkan interval waktu. 2. Potensi “Alarm Fatigue” karena sering menerima pemberitahuan yang tidak relevan. 3. Kurang mendukung evaluasi biomekanik karena tidak menyediakan informasi kuantitatif tentang sudut sendi, kemiringan tubuh, atau variabel biomekanik lainnya yang penting untuk penilaian postur ergonomis yang detail

Solusi	Kelebihan	Kekurangan
	kenyamanan kerja dan mengurangi ketegangan otot ringan	

1.1.2 Analisis Masalah dan Konstrain

Dalam menganalisis permasalahan yang telah diangkat, perlu diperhatikan aspek-aspek yakni mulai dari aspek ekonomi, lingkungan, sustainabilitas, manufakturabilitas dan etika.

1. Aspek Ekonomi

Dari aspek ekonomi, gangguan postur duduk yang buruk seperti *Forward Head Posture (FHP)*, *Thoracic Hyperkyphosis*, *slouched sitting*, postur duduk asimetris kiri-kanan, serta kelelahan otot akibat duduk berkepanjangan dapat menimbulkan beban finansial yang signifikan. Beban ini mencakup biaya fisioterapi, perawatan nyeri punggung dan leher kronis, serta rehabilitasi gangguan muskuloskeletal jangka panjang [41]. Dibandingkan dengan biaya pengobatan tersebut, penerapan alat deteksi dan pencegahan dini memiliki potensi biaya yang jauh lebih rendah. Oleh karena itu, konstrain utama dari aspek ekonomi adalah solusi yang dirancang harus bersifat *low cost* $\leq Rp\ 15.000.000$ agar dapat menjadi alternatif yang ekonomis dan terjangkau bagi pengguna dalam mencegah berbagai gangguan postur duduk sejak dini [42].

2. Aspek Sustainability

Dari aspek sustainability, alat dirancang untuk digunakan dalam jangka waktu panjang oleh stakeholder dalam aktivitas duduk sehari-hari. Mengingat gangguan postur dan kelelahan otot terjadi secara kumulatif, sistem harus mampu mendukung penggunaan berkelanjutan tanpa memerlukan penggantian perangkat secara keseluruhan. Oleh karena itu, solusi yang ditawarkan perlu bersifat *sustainable*, dengan desain modular dan komponen yang mudah diganti apabila terjadi kerusakan. Konstrain dari aspek ini adalah sistem harus dirancang dengan struktur

yang memungkinkan perawatan dan perbaikan secara mandiri, sehingga usia penggunaan alat lebih panjang dan limbah elektronik dapat diminimalkan [43][44].

3. Aspek Kesehatan

Dari segi aspek kesehatan, postur duduk yang tidak tepat tidak hanya menyebabkan satu jenis gangguan, melainkan dapat memicu berbagai permasalahan biomekanik, seperti *Forward Head Posture* (FHP), postur membungkuk, ketidakseimbangan posisi tubuh antara sisi kiri dan kanan, distribusi beban pelvis yang tidak merata, serta kelelahan pada otot punggung dan pinggang. Apabila kondisi-kondisi tersebut berlangsung dalam jangka waktu lama tanpa terdeteksi, risiko terjadinya nyeri kronis dan penurunan fungsi gerak akan semakin meningkat. Oleh karena itu, sistem yang dikembangkan perlu mampu mengidentifikasi dan memprediksi berbagai bentuk postur duduk yang tidak ergonomis secara akurat sejak tahap awal [45].

Dari sisi standar kesehatan dan ergonomi, perancangan sistem ini selaras dengan prinsip-prinsip yang direkomendasikan oleh *International Organization for Standardization (ISO)*, khususnya standar ergonomi interaksi manusia sistem yang menekankan bahwa teknologi pendukung aktivitas kerja harus dirancang agar tidak menimbulkan beban fisik tambahan bagi pengguna. Prinsip serupa juga ditegaskan oleh pedoman ergonomi kerja dari *Occupational Safety and Health Administration (OSHA)*, yang menyarankan agar posisi kepala, leher, dan punggung tetap berada dalam kondisi netral selama aktivitas duduk untuk meminimalkan risiko gangguan muskuloskeletal [46].

Sejalan dengan rekomendasi tersebut, sistem pemantauan postur yang aman tidak boleh memberikan tekanan tambahan pada tubuh, membatasi pergerakan alami pengguna, atau menimbulkan rasa tidak nyaman selama digunakan. Oleh karena itu, pendekatan berbasis *sensor non-invasif*, sistem berbasis visi, serta penggunaan perangkat yang ringan dan ergonomis menjadi aspek penting dalam menjamin keamanan penggunaan sistem.

Dengan mempertimbangkan hal tersebut, konstrain utama dari aspek kesehatan dalam perancangan sistem ini adalah bahwa sistem harus aman digunakan, tidak

menimbulkan efek samping fisik maupun psikologis, serta tidak mengganggu aktivitas normal pengguna meskipun digunakan dalam jangka waktu lama. Sistem diharapkan berfungsi sebagai alat pemantauan dan peringatan dini yang bersifat preventif, sehingga pengguna dapat melakukan koreksi postur secara mandiri sebelum muncul keluhan atau gangguan kesehatan yang lebih serius.

1.1.3 Kebutuhan yang harus dipenuhi

Dalam pembuatan alat, ada beberapa kebutuhan utama yang harus dipenuhi oleh alat, sebagai berikut :

1. Sistem harus mampu membedakan postur duduk yang buruk seperti tubuh condong ke arah kiri, kanan, maupun membungkuk dan postur tubuh yang benar selama sistem aktif.
2. Sistem harus mampu mengenali kondisi *forward head posture*.
3. Sistem harus mampu mendeteksi dan menganalisis distribusi tekanan duduk pada permukaan kursi
4. Sistem mampu mendeteksi kelelahan otot area pinggang (*erector spinae*) melalui pengolahan data aktivitas otot sehingga kondisi fisiologis pengguna dapat dipantau secara berkelanjutan.
5. Sistem harus memberikan *feedback* berupa notifikasi ke pengguna.

1.1.4 Tujuan

Berdasarkan kebutuhan yang telah diidentifikasi, tujuan utama proyek ini adalah:

1. Mengembangkan sistem yang mampu membedakan postur duduk yang benar dan postur duduk yang buruk secara akurat selama sistem aktif digunakan oleh pengguna.
2. Merancang sistem yang mampu mengenali kondisi *Forward Head Posture* berdasarkan parameter objektif, serta mendeteksi ketika sudut tersebut berada di luar rentang ideal.
3. Menghasilkan sistem yang mampu beroperasi dalam jangka waktu lama dengan konsumsi daya yang rendah sehingga efisien dan mendukung penggunaan berkelanjutan.

4. Mengembangkan sistem yang mampu mendeteksi distribusi tekanan duduk pada area pelvis dan gluteal.
5. Mengembangkan sistem yang mampu mendeteksi ketidakseimbangan distribusi tekanan duduk serta perubahan pola tekanan yang berkaitan dengan postur duduk tidak simetris, seperti condong ke kiri dan condong ke kanan.
6. Mengembangkan sistem yang mampu mendeteksi kelelahan otot secara akurat, terutama pada area pinggang, melalui pengolahan data aktivitas otot agar kondisi fisiologis pengguna dapat dipantau secara kontinu.
7. Merancang sistem yang mampu mengenali dan mengklasifikasikan perubahan postur tubuh, seperti condong ke kiri, condong ke kanan, dan membungkuk, menggunakan metode komputasi yang sesuai untuk memastikan identifikasi postur yang tepat.
8. Membangun aplikasi *mobile* yang berfungsi sebagai *dashboard* untuk memberikan notifikasi kepada pengguna

1.2 Solusi

1.2.1 Karakteristik Produk

1. Fitur Dasar

a. *Sensing Capability*

Sistem harus mendeteksi postur tubuh pengguna (membungkuk atau tidak), kelelahan otot, distribusi tekanan saat duduk dan durasi duduk melalui proses komputasi.

b. *Computation Capability*

Masing-masing solusi yang diusulkan memiliki metode komputasi tersendiri untuk proses penyelesaian masalah.

c. *Notification Capability*

Sistem harus mampu memberi peringatan kepada pengguna saat terjadi postur badan dan leher serta terjadi kelelahan otot saat duduk tanpa mengganggu konsentrasi untuk menghindari jenuh akibat notifikasi yang berlebihan

d. Modular

Sistem dirancang dengan arsitektur modular, yaitu tersusun atas beberapa modul fungsional yang saling terintegrasi dalam satu kesatuan sistem, namun tetap dapat beroperasi dan dikembangkan secara relatif independen.

e. *Mobile Integrated*

Sistem terintegrasi dengan aplikasi mobile yang menampilkan visualisasi hasil monitoring (grafik aktivitas otot serta notifikasi peringatan) dengan tampilan yang mudah dipahami.

1.2.2 Usulan Solusi

1.2.2.1 Solusi I: Sistem Modular Menggunakan Computer Vision untuk monitoring Posisi Leher, Sensor IMU untuk Posisi Duduk, Sensor Tekanan untuk Distribusi Tekanan Duduk dan EMG untuk kelelahan Otot punggung berbasis Aplikasi Mobile

Sistem yang dikembangkan pada solusi ini dirancang dengan arsitektur modular, di mana setiap fungsi utama dibagi ke dalam modul-modul terpisah yang saling terintegrasi. Pendekatan modular ini memungkinkan setiap subsistem, pendeteksian *Forward Head Posture* berbasis *computer vision*, pendeteksian postur tubuh menggunakan sensor IMU, serta *monitoring* kelelahan otot menggunakan sensor EMG, dapat bekerja secara mandiri namun tetap terhubung dalam satu sistem terpadu.

Sistem pendeteksi *Forward Head Posture (FHP)* menggunakan *computer vision* bekerja dengan memanfaatkan citra atau *video real-time* yang diambil dari kamera yang diposisikan menghadap samping pengguna sehingga area kepala, leher, dan bahu dapat terlihat dengan jelas. Data visual ini kemudian diproses dengan metode *computer vision* untuk mendeteksi titik-titik penting tubuh seperti kepala, telinga, leher, dan bahu. Berdasarkan titik-titik tersebut, sistem menghitung sudut atau jarak relatif antara posisi kepala dan bahu untuk mengetahui kecenderungan posisi kepala ke depan. Nilai yang diperoleh dibandingkan dengan ambang batas tertentu untuk

menentukan apakah postur kepala berada dalam kondisi normal atau mengalami *Forward Head Posture*. Hasil deteksi ditampilkan dalam bentuk

informasi kondisi postur, nilai sudut kemiringan kepala, serta indikator visual pada layar, dan sistem dapat memberikan peringatan apabila FHP terdeteksi dalam durasi tertentu sehingga pengguna dapat segera melakukan koreksi postur [47].

Sistem pemantauan otot dan postur tubuh terintegrasi ini beroperasi dengan menggabungkan sensor *surface Electromyography* (sEMG) dan *Inertial Measurement Unit* (IMU) dalam sebuah *pipeline* data yang canggih, dimana data dikumpulkan secara *real-time* untuk mendeteksi dan mengoreksi masalah postur serta kelelahan otot. Proses dimulai ketika sensor sEMG, yang ditempatkan pada otot *erector spinae* di sekitar pinggang, merekam sinyal listrik dari aktivitas otot, mengukur parameter seperti *median frequency* dan *root mean square* (RMS) untuk mengidentifikasi tanda-tanda kelelahan, seperti penurunan frekuensi yang menunjukkan akumulasi kelelahan metabolik. Sementara itu, IMU yang terdiri dari *accelerometer* dan *gyroscope*, dipasang di punggung bawah, melacak orientasi tubuh untuk mendeteksi perubahan seperti condong ke samping atau membungkuk, dengan data yang diproses melalui algoritma sensor *fusion* seperti *Kalman Filter* untuk menghasilkan estimasi orientasi yang stabil dan akurat. Data dari kedua sensor kemudian digabungkan dalam tahap *preprocessing*, di mana sinyal sEMG di *filter* dari *noise* listrik dan dinormalisasi berdasarkan kontraksi otot referensi, sementara data IMU menjalani *windowing* untuk menganalisis segmen waktu, memungkinkan penggabungan fitur multimodal yang komprehensif [48].

Subsistem *monitoring* distribusi tekanan pada solusi ini direalisasikan melalui penerapan sensor tekanan yang ditempatkan pada permukaan duduk kursi untuk merekam distribusi tekanan pada area pelvis dan gluteal secara *real-time*. Sensor tekanan digunakan untuk menangkap besaran gaya tekan yang diterima oleh masing-masing

Pada solusi ini, modul sensor tekanan digunakan untuk memantau distribusi tekanan duduk pada area pelvis dan gluteus sebagai indikator objektif pembebanan tubuh selama aktivitas duduk berkepanjangan. Sensor tekanan ditempatkan pada

permukaan alas duduk sehingga mampu merekam variasi tekanan pada beberapa titik kontak antara tubuh dan permukaan duduk. Pendekatan ini memungkinkan sistem untuk mengamati bagaimana berat badan pengguna didistribusikan serta bagaimana pola pembebanan tersebut berubah seiring waktu duduk. Data tekanan yang diperoleh dari sensor diolah dengan membentuk representasi pola distribusi tekanan duduk. Pada tahap ini, sistem mengekstraksi informasi dasar dari data tekanan, seperti kecenderungan tekanan rata-rata, tekanan maksimum pada area tertentu, serta perbedaan distribusi tekanan antara sisi kiri dan kanan, serta kondisi duduk yang statis,

Pendekatan berbasis aturan dipilih karena bersifat sederhana, mudah diinterpretasikan, dan sesuai untuk pemantauan postur duduk secara real-time tanpa memerlukan proses pelatihan data yang kompleks. Penelitian sebelumnya menunjukkan bahwa perubahan distribusi tekanan duduk dan ketidakseimbangan tekanan kiri-kanan berkaitan erat dengan perubahan postur duduk serta meningkatnya ketidaknyamanan selama duduk berkepanjangan, sehingga parameter distribusi tekanan dapat digunakan sebagai dasar pengambilan keputusan dalam sistem pemantauan postur duduk [6], [7]. Selain itu, modul sensor tekanan juga memungkinkan pemantauan perubahan distribusi tekanan terhadap waktu, sehingga sistem dapat mendeteksi kecenderungan pergeseran pembebanan tubuh yang terjadi secara bertahap selama duduk. Perubahan ini sering kali terjadi sebelum pengguna menyadari adanya perubahan postur secara visual. Dengan demikian, modul distribusi tekanan berperan sebagai pelengkap bagi modul pendeteksian postur berbasis visual dan orientasi tubuh, dengan menyediakan informasi mengenai kondisi pembebanan tubuh pada titik tumpu duduk [6], [8].

Dengan pendekatan sistem modular ini, setiap subsistem berperan dalam memantau aspek postur dan kondisi otot yang berbeda namun saling melengkapi. Data yang diperoleh dari *computer vision*, IMU, sensor tekanan, dan sEMG tidak hanya dianalisis secara terpisah, tetapi diintegrasikan untuk memberikan gambaran menyeluruh mengenai kondisi postur duduk dan beban otot pengguna. Integrasi data tersebut memungkinkan sistem untuk mengidentifikasi kondisi postur yang tidak ideal serta kecenderungan beban statis dan kelelahan otot secara lebih

komprehensif. Selanjutnya, sistem memberikan umpan balik kepada pengguna sebagai bentuk intervensi dini agar koreksi postur dapat dilakukan sebelum menimbulkan keluhan nyeri atau gangguan muskuloskeletal. Dengan mekanisme pemantauan yang berkelanjutan, solusi ini diharapkan dapat membantu pengguna menjaga postur duduk yang lebih baik serta mengurangi risiko gangguan postur dan kelelahan otot akibat aktivitas duduk dalam jangka waktu lama.

Sebagai antarmuka utama antara sistem dan pengguna, aplikasi *mobile* dirancang untuk menampilkan hasil pemantauan postur dan kondisi otot secara *real-time* dalam bentuk yang mudah dipahami. Aplikasi ini menerima data hasil pengolahan dari seluruh modul, yaitu *computer vision*, IMU, sensor tekanan, dan sEMG, kemudian menyajikannya dalam bentuk indikator kondisi postur, status distribusi tekanan duduk, serta tingkat risiko kelelahan otot. Selain itu, aplikasi berfungsi sebagai media pemberian umpan balik kepada pengguna melalui notifikasi atau peringatan ketika terdeteksi postur duduk yang tidak ideal atau kondisi beban statis yang berpotensi menimbulkan kelelahan otot. Dengan adanya aplikasi *mobile*, pengguna dapat memantau kondisi postur duduknya secara mandiri dan melakukan koreksi secara langsung, sehingga sistem tidak hanya berperan sebagai alat *monitoring*, tetapi juga sebagai sarana edukatif dan preventif dalam menjaga kesehatan postur tubuh selama aktivitas duduk.

1.2.2.2 Solusi II: Sistem dengan sensor berat untuk Distribusi Tekanan Duduk, IMU untuk mendeteksi posisi leher dan posisi duduk dan rPPG untuk kelelahan otot punggung.

Solusi ini berupa sistem pemantauan ergonomi duduk yang memperoleh *input* dari beberapa sumber sensor yang bekerja secara terintegrasi. Data untuk mendeteksi distribusi tekanan yang tidak seimbang saat duduk diperoleh menggunakan sensor berat (*load cell*) yang ditempatkan pada struktur alas duduk. *Load cell* mengukur gaya tekan vertikal yang dihasilkan oleh berat tubuh pengguna saat duduk, sehingga perubahan distribusi beban antara sisi kiri dan kanan dapat diidentifikasi. Perbedaan beban yang terukur mencerminkan pola pembebanan pada area bokong dan digunakan sebagai indikator ketidakseimbangan duduk yang berpotensi menyebabkan ketidaknyamanan [50].

Data posisi leher dan posisi duduk diperoleh dari sensor *Inertial Measurement Unit* (IMU) yang menghasilkan data percepatan dan kecepatan sudut pada tiga sumbu. Data ini merepresentasikan orientasi dan pergerakan tubuh bagian atas serta leher pengguna selama aktivitas duduk. Sementara itu, data untuk pemantauan kelelahan otot punggung diperoleh melalui kamera yang menangkap citra video area wajah atau permukaan kulit pengguna untuk keperluan ekstraksi sinyal *remote photoplethysmography* (rPPG) [51].

Pada tahap pemrosesan, data gaya dari *load cell* terlebih dahulu dikalibrasi untuk mengonversi sinyal mentah menjadi nilai gaya atau berat yang terukur secara konsisten. Selanjutnya, sistem menganalisis perbedaan beban antara sisi kiri dan kanan alas duduk, nilai beban rata-rata, serta perubahan beban terhadap waktu. Pola-pola tersebut digunakan untuk mengidentifikasi ketidakseimbangan distribusi berat dan kecenderungan pergeseran posisi duduk yang terjadi secara terus-menerus. Ketidakseimbangan beban yang berlangsung dalam durasi tertentu digunakan sebagai indikator terjadinya kelelahan otot gluteus akibat pembebanan statis yang tidak merata selama duduk dalam waktu lama.

Data dari sensor IMU diproses menggunakan metode sensor *fusion* untuk memperoleh sudut orientasi leher dan tubuh pengguna secara lebih stabil dan akurat. Dari sudut orientasi ini, sistem menghitung parameter postur seperti *Craniovertebral Angle* (CVA) untuk merepresentasikan posisi leher, serta sudut kemiringan tubuh untuk menggambarkan posisi duduk. Nilai-nilai sudut tersebut kemudian dibandingkan dengan batas postur ergonomis yang telah ditentukan untuk mengidentifikasi apakah posisi leher dan posisi duduk berada dalam kondisi ergonomis atau tidak [52].

Citra video yang diperoleh dari kamera diproses dengan menentukan area kulit sebagai *region of interest* (ROI), kemudian sistem mengekstraksi sinyal rPPG berdasarkan perubahan intensitas warna kulit yang berkaitan dengan aliran darah. Sinyal rPPG yang dihasilkan dianalisis lebih lanjut untuk memperoleh parameter fisiologis tertentu, seperti variasi sinyal terhadap waktu, yang digunakan sebagai indikator kondisi kelelahan otot punggung. Pendekatan ini memungkinkan

pemantauan kelelahan otot punggung secara non-kontak dan berkelanjutan selama pengguna berada dalam posisi duduk [53].

Hasil dari seluruh proses tersebut berupa informasi mengenai ketidakseimbangan beban duduk sebagai indikator kelelahan otot gluteus, nilai CVA dan sudut kemiringan tubuh untuk menggambarkan posisi leher dan posisi duduk, serta indikator kelelahan otot punggung berdasarkan analisis rPPG. Seluruh informasi ini kemudian diintegrasikan dan ditampilkan pada *dashboard* aplikasi dalam bentuk visualisasi dan status kondisi pengguna. Sistem juga dapat memberikan peringatan apabila terdeteksi postur yang tidak ergonomis atau indikasi kelelahan otot yang berpotensi menimbulkan gangguan muskuloskeletal apabila dibiarkan dalam jangka waktu tertentu [54].

1.2.2.3 Solusi III: Sistem Monitoring Berbasis *Computer Vision* Menggunakan rPPG dengan Algoritma *Pose Estimation*

Solusi ini menghilangkan kebutuhan perangkat *wearable* sama sekali. Sistem ini hanya menggunakan *webcam* yang sudah ada di laptop atau terpasang di monitor. Perangkat lunak di komputer akan menganalisis video dari *webcam* secara *real-time* untuk mendeteksi dan mengestimasi postur pengguna menggunakan algoritma *pose estimation*.

Algoritma *pose estimation* adalah aplikasi dalam pengenalan aksi, pelacakan aktivitas, animasi, permainan, dan lainnya. Tujuan dari *pose estimation* adalah untuk mendeteksi lokasi dan orientasi bagian tubuh seseorang, seperti sendi dan anggota tubuh, dalam gambar atau video. Ada dua pendekatan utama dalam *pose estimation*, *single pose estimation* dan *multi pose estimation*. *Single pose estimation* menentukan pose satu orang dalam sebuah gambar. Yang mana mengetahui lokasi orang tersebut dan jumlah titik kunci yang harus dicari. *Multi pose estimation* berbeda. Yang mana berusaha memecahkan masalah yang lebih sulit di mana jumlah orang dan posisi mereka dalam gambar tidak diketahui. *Single pose estimation* dapat dibagi lagi menjadi dua kerja, *Direct regression-based* dan *heatmap-based*. Kerangka kerja *Direct regression-based* memprediksi titik kunci dari peta fitur. Kerangka kerja berbasis *heatmap-based* menghasilkan peta panas

dari semua titik kunci dalam gambar dan kemudian menggunakan metode tambahan untuk membangun *figur stick* akhir.

Pendekatan ini telah dieksplorasi secara luas dalam penelitian HCI (*Human-Computer Interaction*), seperti yang ditunjukkan oleh implementasi menggunakan *library* canggih seperti MediaPipe dari Google, yang mampu melacak 33 titik kunci pada tubuh manusia dari video 2D dengan akurasi tinggi [55][56]. Proses dari *input* ketika Rian, seorang *freelancer*, mengunduh dan menginstal sebuah aplikasi di komputernya. Saat dijalankan, aplikasi meminta izin untuk mengakses *webcam*. Sebuah jendela kecil di sudut layar menunjukkan kerangka digital yang menempel pada tubuhnya di video. Rian melakukan kalibrasi dengan duduk tegak dan menekan tombol. Aplikasi kemudian berjalan di latar belakang. Saat Rian mulai membungkuk terlalu dekat ke layar, aplikasi akan memunculkan notifikasi, seperti menggelapkan sedikit layar atau memunculkan pesan "Jaga jarak pandang dan tegakkan punggung Anda".

Kelebihannya adalah kemudahan adopsi karena tidak memerlukan perangkat keras tambahan. Siapa pun yang memiliki laptop dengan *webcam* dapat langsung menggunakannya. Sistem ini juga berpotensi memberikan analisis postur yang lebih bagus, tidak hanya membungkuk, tetapi juga kemiringan leher atau posisi bahu yang tidak sejajar.

Kekurangan utamanya adalah isu privasi. Pengguna merasa tidak nyaman dengan kamera yang selalu aktif menganalisis mereka, meskipun pemrosesan dilakukan secara lokal. Kinerja sistem juga sangat bergantung pada kondisi pencahayaan yang baik dan dapat terganggu jika pandangan ke tubuh pengguna terhalang. Selain itu, proses analisis video secara *real-time* membutuhkan sumber daya komputasi yang tidak rendah, yang dapat memperlambat kinerja komputer atau menguras baterai laptop.

Solusi ini secara langsung menjawab kebutuhan akan aksesibilitas dan kemudahan penggunaan dengan menghilangkan hambatan perangkat keras. Dengan memanfaatkan perangkat yang sudah dimiliki sebagian besar target pengguna, solusi ini memiliki potensi penyebaran yang paling luas. Selama masalah privasi

dapat ditangani dengan transparan (misalnya, dengan jaminan pemrosesan lokal), pendekatan ini menawarkan cara yang modern untuk mengatasi masalah postur.

1.2.3 Analisis Usulan Solusi

Tabel 1. 2 Analisis House of Quality

House Of Quality				Fitur					
△ = 1 (Weak) ○ = 3 (Medium) ⊙ = 5 (Strong)		Importance Rating	Percentage of Importance	Sensing Capability	Computation Capability	Notification Capability	Modular	Mobile Integrated	Low Maintenance
Konstrain	Biaya Tidak Melebihi Rp. 15.000.000	4	28,57%	△	△	△	○	△	-
	Tidak Ada Biaya Langgannan dan perawatan mudah	5	35,71%	○	△	○	⊙	○	-
	Tidak Menyebabkan Efek Samping Lain Ketika Alat Dipakai	5	35,71%	⊙	○	⊙	⊙	⊙	-
Importance Rating				44	24	44	62	44	218
Percentage of Importance Rating				20,18%	11%	20,18%	28,4%	20,18%	100%
Solusi I				⊙	⊙	⊙	⊙	○	4.59
Solusi II				○	○	⊙	△	○	3.05
Solusi III				○	⊙	⊙	△	○	3.05

Perhitungan House of Quality

Fitur Dasar:

$$\text{Solusi I: } (5 \times 20,18\%) + (5 \times 11\%) + (5 \times 20,18\%) + (5 \times 28,4\%) + (3 \times 20,18\%) = 459,34\% = 4.59$$

$$\text{Solusi II: } (3 \times 20,18\%) + (3 \times 11\%) + (5 \times 20,18\%) + (1 \times 28,4\%) + (3 \times 20,18\%) \\ = 305,38\% = 3.05$$

$$\text{Solusi III: } (3 \times 20,18\%) + (5 \times 11\%) + (5 \times 20,18\%) + (1 \times 28,4\%) + (1 \times 20,18\%) \\ = 305,38\% = 3.05$$

Analisis Hubungan Fitur Dasar dengan Konstrain

Analisis hubungan antara fitur dasar sistem dan konstrain dilakukan untuk menilai sejauh mana fitur-fitur utama yang dirancang mampu memenuhi batasan desain yang telah ditetapkan. Konstrain yang digunakan dalam pengembangan sistem ini mencakup aspek *low cost*, *low maintenance*, dan *usability*, yang mencerminkan kebutuhan praktis pengguna sekaligus keberlanjutan sistem dalam penggunaan jangka panjang.

Fitur *sensing capability* memiliki keterkaitan yang cukup kuat dengan konstrain biaya dan perawatan. Sistem yang ditujukan untuk mendeteksi postur tubuh, posisi leher, serta kelelahan otot secara akurat menuntut penggunaan sensor yang beragam dan presisi. Berdasarkan Tabel *House of Quality*, hubungan antara *sensing capability* dan konstrain *low cost* berada pada tingkat sedang hingga lemah, yang menunjukkan adanya kompromi antara tingkat akurasi pendeteksian dan biaya implementasi. Semakin kompleks konfigurasi sensor yang digunakan, semakin besar pula dampaknya terhadap biaya perangkat keras serta kebutuhan kalibrasi dan pemeliharaan.

Fitur *computation capability* berkaitan erat dengan aspek biaya dan *usability*. Proses komputasi yang lebih kompleks memerlukan sumber daya pemrosesan yang lebih tinggi, yang dapat meningkatkan konsumsi daya dan biaya sistem. Pada Tabel *House of Quality*, *computation capability* memiliki bobot kepentingan yang relatif tinggi (sekitar 20%), menandakan bahwa kemampuan pemrosesan merupakan elemen penting dalam sistem. Namun demikian, kemampuan ini tetap perlu dioptimalkan agar tidak menurunkan kenyamanan pengguna akibat latensi atau beban sistem yang berlebihan.

Fitur *notification capability* menunjukkan hubungan yang sangat kuat dengan konstrain *usability*. Hal ini tercermin pada Tabel *House of Quality* melalui bobot kepentingan tertinggi sebesar 28,4%, yang mengindikasikan bahwa efektivitas mekanisme notifikasi menjadi faktor paling krusial dalam penerimaan sistem oleh pengguna. Sistem diharapkan mampu memberikan peringatan yang tepat waktu dan informatif tanpa menimbulkan gangguan atau kejenuhan akibat notifikasi yang terlalu sering. Oleh karena itu, perancangan notifikasi yang seimbang dan adaptif menjadi elemen kunci dalam menjamin keberlangsungan penggunaan sistem.

Fitur modularitas dimaknai sebagai pembagian sistem ke dalam modul-modul analisis fungsional yang masing-masing berfokus pada aspek postur dan kelelahan otot yang berbeda, seperti modul pendeteksian *Forward Head Posture* (FHP), modul analisis distribusi tekanan duduk, modul *monitoring* kelelahan otot, serta modul pendeteksian postur duduk condong kiri, condong kanan, dan membungkuk. Pendekatan ini memungkinkan setiap aspek dianalisis secara lebih spesifik dengan metode *sensing* dan komputasi yang sesuai, tanpa saling mempengaruhi antar modul. Meskipun pada Tabel *House of Quality* modularitas memiliki bobot kepentingan yang relatif lebih rendah (11%), fitur ini tetap berperan penting dalam menjaga kejelasan informasi, fleksibilitas pengembangan sistem, serta peningkatan *usability* secara keseluruhan.

Fitur *mobile integrated* memiliki hubungan yang kuat dengan konstrain *usability*. Integrasi sistem dengan aplikasi mobile memungkinkan hasil pemantauan ditampilkan dalam bentuk visualisasi yang intuitif dan mudah dipahami oleh pengguna. Dalam Tabel *House of Quality*, fitur ini memiliki bobot kepentingan yang sebanding dengan *sensing* dan *computation capability* (sekitar 20%), yang menunjukkan bahwa kemudahan akses dan pemahaman informasi melalui perangkat *mobile* merupakan faktor penting dalam meningkatkan pengalaman pengguna.

Analisis Hubungan Setiap Solusi dengan Fitur Dasar

Analisis hubungan antara setiap solusi yang diusulkan dengan fitur dasar dilakukan untuk mengevaluasi sejauh mana masing-masing solusi mampu memenuhi kebutuhan sistem secara keseluruhan. Penilaian ini mengacu pada bobot

kepentingan setiap fitur serta kekuatan hubungan yang ditampilkan pada Tabel *House of Quality*, sehingga diperoleh gambaran objektif mengenai tingkat kesesuaian tiap solusi.

Solusi I menunjukkan tingkat keterkaitan yang sangat kuat dengan hampir seluruh fitur dasar sistem. Hal ini tercermin dari perolehan nilai total tertinggi pada Tabel *House of Quality*, yaitu 4,59. Solusi ini memiliki hubungan yang kuat terhadap fitur *sensing capability*, *computation capability*, *notification capability*, dan *mobile integrated*, karena menerapkan pendekatan multimodal yang menggabungkan teknologi *computer vision*, IMU, sensor tekanan, dan sEMG dalam sebuah arsitektur modular. Tingginya tingkat kesesuaian tersebut menunjukkan bahwa Solusi I mampu menjawab kebutuhan utama sistem secara menyeluruh, khususnya dengan mempertimbangkan aspek *usability* yang memiliki bobot kepentingan paling besar.

Solusi II memperoleh nilai total 3,05, yang menggambarkan tingkat pemenuhan fitur dasar pada level menengah. Berdasarkan Tabel *House of Quality*, Solusi II masih menunjukkan hubungan yang cukup kuat pada fitur *sensing capability* dan *computation capability*, namun memiliki hubungan yang lebih lemah pada fitur modularitas dan sebagian aspek *notification capability*. Kondisi ini mengindikasikan bahwa meskipun Solusi II mampu menjalankan fungsi dasar pemantauan postur dan kelelahan otot, fleksibilitas pengembangan sistem serta kualitas interaksi dengan pengguna belum seoptimal Solusi I.

Solusi III juga memperoleh nilai total 3,05, dengan keunggulan utama pada aspek *computation capability* dan kemudahan integrasi perangkat lunak. Berdasarkan Tabel *House of Quality*, solusi ini menunjukkan hubungan yang kuat pada fitur komputasi dan sensing berbasis visi, namun memiliki hubungan yang lemah pada fitur modularitas dan *mobile integrated*. Ketergantungan yang tinggi pada satu sumber data utama, yaitu kamera, serta terbatasnya integrasi sensor fisiologis menyebabkan Solusi III kurang mampu memberikan pemenuhan fitur dasar secara komprehensif dibandingkan solusi lainnya.

1.2.4 Solusi yang Dipilih

Setelah tabel HoQ dianalisis, maka dapat disimpulkan bahwa Solusi yang menempati total nilai tertinggi Adalah solusi I. Dengan menggunakan mikrokontroler ESP32 yang akan mengolah data yang berbeda yang didapat dari sensor IMU, EMG. Solusi I lebih efektif karena menjawab masalah postur duduk, leher, dan kelelahan otot dalam satu alat. Sensor IMU dipilih karena memiliki dua kemampuan komputasi untuk menganalisis postur tubuh dengan efektif yaitu *Accelerometer* dan *Gyroscope* yang mana *Accelerometer* akan mendeteksi vektor gravitasi untuk menentukan posisi tegak dan *Gyroscope* untuk mendeteksi sudut derajat dan berapa lama pengguna membungkuk. Output Solusi I nantinya menggunakan aplikasi *mobile* yang di dalamnya terdapat notifikasi (*Soundtrack* atau Tampilan *Visual*), data *history* untuk melacak kemajuan mereka yang dapat membawa perubahan perilaku positif.

Dari segi *sensing*, *long lasting* dan *computation*, Solusi ini juga memiliki nilai tinggi dalam HoQ, penggunaan sensor *wearable* yang terhubung ke aplikasi *mobile* memastikan akurasi data postur, sementara pemrosesan data di *mobile* membuatnya lebih interaktif.

