УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ

ЕЛЕКТРОТЕХНИЧКИ ФАКУЛТЕТ

Милош Н. Петровић

ПРИМЕНА ВЕШТАЧКЕ ИНТЕЛИГЕНЦИЈЕ ЗА АНАЛИЗУ И УНАПРЕЂЕЊЕ БЕЗБЕДНОСТИ И ЕРГОНОМИЧНОСТИ РАДНИХ МЕСТА У ИНДУСТРИЈИ

Докторска дисертација

Београд, 2026

UNIVERSITY OF BELGRADE

SCHOOL OF ELECTRICAL ENGINEERING

Milos N. Petrovic

APPLICATION OF ARTIFICIAL INTELLIGENCE FOR ANALYSIS AND IMPROVEMENT OF INDUSTRIAL WORKPLACE SAFETY AND ERGONOMICS

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2026

Ментор:

др Коста Јовановић, ванредни професор
Универзитет у Београду – Електротехнички факултет

Чланови Комисије за преглед и оцену докторске дисертације:

др Никола Кнежевић, доцент
Универзитет у Београду – Електротехнички факултет

др Дражен Драшковић, ванредни професор
Универзитет у Београду – Електротехнички факултет

др Арсо М. Вукићевић, научни саветник
Универзитет у Крагујевцу – Факултет инжењерских наука

Датум одбране: _____ године у Београду.

Захвалница

Истраживања која су допринела изради ове докторске дисертације реализована су кроз више националних и међународних научноистраживачких пројеката: ForNextCobot – Mechanical impedance estimation and planning for the next generation collaborative robots, финансиран у оквиру програма PROMIS Фонда за науку Републике Србије; CircuBot – Modular and versatile collaborative intelligent waste management robotic system for circular economy, финансиран у оквиру Зеленог програма сарадње науке и привреде Фонда за науку Републике Србије; AIFitnessAssistant – Artificial Intelligence for estimating Muscle activation from human Motion videos In the Fitness Industry, реализован у оквиру програма Доказ концепта Фонда за науку Републике Србије, на којем сам био руководилац пројекта; као и међународног пројекта HMI2MARKET – Upgrading university entrepreneurial infrastructures for human-machine interaction innovations acceleration that foster inclusive employment, injury prevention and social wellbeing in labor-intensive industries. Докторска дисертација је делимично реализована у просторијама Палате науке, Задужбини Миодрага Костића.

Посебну захвалност дугујем свом ментору, проф. др Кости Јовановићу, на стручном вођењу током израде дисертације, бројним саветима и дискусијама, стрпљењу и разумевању, као и на континуираној подршци током мог научноистраживачког рада и докторских студија.

Искрену захвалност дугујем и др Арсу М. Вукићевићу, који је током израде дисертације, иако формално није био именован за коментора, у великој мери имао ту улогу. Његови стручни савети, конструктивне дискусије и подршка били су од великог значаја за обликовање истраживачког рада, као и за реализацију заједничких истраживачких активности. Посебно ценим нашу дугогодишњу сарадњу на научноистраживачким пројектима и заједничким публикацијама, која је значајно допринела мом научном развоју и истраживањима представљеним у овој дисертацији.

Захвалност дугујем и колегама из Лабораторије за роботику Електротехничког факултета Универзитета у Београду на сарадњи, подршци, размени идеја и помоћи током реализације истраживања која су допринела настанку ове дисертације.

Наслов дисертације: Примена вештачке интелигенције за анализу и унапређење безбедности и ергономичности радних места у индустрији

Сажетак: Дисертација обрађује примену вештачке интелигенције, дубоког учења, компјутерске визије и мултимодалних сензорских података за анализу и унапређење безбедности и ергономичности индустријских радних места, засновану на употреби камера, сензора и колаборативних робота. Развијена је метода за препознавање небезбедних радњи из видео-записа, заснована на 3D реконструкцији позе човека и класификацији 3D мрежа људског тела применом конволуционих неуронских мрежа за обраду полигоналних мрежа, чиме је омогућен генерички и интуитиван поступак без ослањања на велики број ручно дефинисаних ергономских параметара. Приступ је верификован на три задатка: гурању и вучењу колица, дворучном бушењу и колаборативном полирању. За гурање и вучење колица спроведена је мултимодална анализа која обједињује видео-записе, мерења силе, електромиографију (EMG) и клиничко-психофизичке показатеље, чиме су обрасци извођења задатка сагледани у односу на физичко оптерећење и индивидуалне карактеристике оператера. Код колаборативног полирања спроведена је анализа ергономичности комбиновањем 3D процене позе и EMG мерења, при чему су утврђене мерљиве разлике у мишићном оптерећењу оператера у зависности од постуре и силе интеракције. На основу ових истраживања, са циљем побољшања физичке ергономије, концепт неуроергономске радне станице унапређен је развојем и интеграцијом модула за процену позе и ергономског ризика, детекцију мишићног замора, визуелну подршку и стратешко одлучивање, као и модула за физичку подршку заснованог на адаптивном деловању колаборативног робота у реалном времену. Тиме је успостављена затворена повратна спрега у којој систем препознаје неповољне услове рада и прилагођава параметре задатка ради смањења замора и ергономског ризика, у складу са принципима Индустрије 5.0.

Кључне речи: вештачка интелигенција; дубоко учење; компјутерска визија; процена људске позе; електромиографија (EMG); сарадња човека и робота; индустријска безбедност; ергономија; Индустрија 5.0

Научна област: Електротехника и рачунарство

Ужа научна област: Роботика и управљање системима

УДК број: 621.3

Dissertation title: Application of artificial intelligence for analysis and improvement of industrial workplace safety and ergonomics

Abstract: The dissertation addresses the application of artificial intelligence, deep learning, computer vision, and multimodal sensor data to analyze and improve safety and ergonomics in industrial workplaces, using cameras, sensors, and collaborative robots. A method for recognizing unsafe acts from video recordings was developed based on 3D human pose reconstruction and classification of 3D human body meshes using mesh-based convolutional neural networks, providing a generic and intuitive procedure without relying on a large number of manually defined ergonomic parameters. The approach was validated on three tasks: handcart pushing and pulling, two-handed drilling, and collaborative polishing. For handcart pushing and pulling, a multimodal analysis integrating video recordings, force measurements, electromyography (EMG), and clinical and psychophysical indicators was conducted, enabling task execution patterns to be examined in relation to physical workload and individual operator characteristics. For collaborative polishing, an ergonomic analysis was conducted by combining 3D pose estimation and EMG measurements, with measurable differences in the operator's muscular workload associated with posture and interaction force. On the basis of these studies, the concept of a neuroergonomic workstation was enhanced to improve physical ergonomics through the development and integration of modules for posture and ergonomic risk assessment, muscle fatigue detection, visual support, strategic decision-making, and adaptive physical support provided by the collaborative robot in real time. This established a closed-loop framework in which the system identifies unfavorable working conditions and adapts task parameters to reduce fatigue and ergonomic risk, in accordance with the principles of Industry 5.0.

Keywords: artificial intelligence; deep learning; computer vision; human pose estimation; electromyography (EMG); human–robot collaboration; industrial safety; ergonomics; Industry 5.0

Scientific field: Electrical Engineering and Computer Science

Scientific subfield: Robotics and System Control

UDK number: 621.3

Списак слика

Слика 2.1 Пример VIBE реконструкције 3D позе оператера. 11

Слика 2.2 Основни поступак бодовања постуре и табеларног одређивања RULA резултата. 14

Слика 2.3 Нивои интеракције човека и робота. 19

Слика 3.1 Разматрани индустријски задаци и преглед предложеног поступка. 24

Слика 3.2 SMPL модели и разматрани ергономски параметри. 26

Слика 3.3 Примери улазних података и одговарајућих излаза предложеног поступка за три разматрана индустријска задатка: (б, г, е, ј, к) безбедно – зелено; (а, в, д, ђ, ж, з, и) небезбедно – црвено. 27

Слика 3.4 Ергономски параметри за задатак гурања и вучења и одговарајуће радње, безбедне (зелено) и небезбедне (црвено), за примере излаза приказане на Слици 3.3. 29

Слика 3.5 Ергономски параметри за задатак бушења и одговарајуће радње, безбедне (зелено) и небезбедне (црвено), за примере излаза приказане на Слици 3.3. 30

Слика 3.6 Ергономски параметри за задатак колаборативног полирања и одговарајуће радње, безбедне (зелено) и небезбедне (црвено), за примере излаза приказане на Слици 3.3. 31

Слика 4.1 Блок-дијаграм експеримента. 40

Слика 4.2 Колица и опрема коришћени у експерименту. 40

Слика 4.3 Експериментални полигон са означеним позицијама колица и путањама гурања и вучења током извођења задатка 41

Слика 4.4 Секвенца кретања колица и оператера кроз позиције 1–7 током једног циклуса задатка гурања и вучења 42

Слика 4.5 Параметри издвојени из сигнала силе. 43

Слика 5.1 Преглед експерименталног поступка за анализу колаборативног задатка полирања применом EMG мерења и 3D процене позе оператера. 49

Слика 5.2 Четири експерименталне конфигурације руке испитаника током задатка полирања. 49

Слика 5.3 Нормализована мишићна активност једног испитаника у конфигурацији 1, при сили интеракције од 20 N. 50

Слика 5.4 Постурални углови добијени 3D проценом позе једног испитаника у конфигурацији 1. 51

Слика 5.5 Нормализована мишићна активност BB, TB, AD и PD, усредњена по испитаницима, за четири конфигурације при сили интеракције од 10 N (лево) и 20 N (десно). 51

Слика 6.1 Концептуална архитектура ергономске радне станице. 56

Слика 6.2 Пример рада RULAScore модула: а) улазни кадар; б) резултат процене. 57

Слика 6.3 Експериментална поставка ергономске радне станице са приказом основних функционалних модула. 61

Слика 6.4 Три експериментална сценарија: 1 – ергономска асистенција омогућена у ергономској постури; 2 – ергономска асистенција онемогућена у ергономској постури; 3 – ергономска асистенција онемогућена у неергономској постури. 62

Слика 6.5 Репрезентативна EMG активност, промена TD-MNF и RULA резултат током Сценарија 1. 64

Слика 6.6 Репрезентативна EMG активност, промена TD-MNF и RULA резултат током Сценарија 2. 64

Слика 6.7 Репрезентативна EMG активност, промена TD-MNF и RULA резултат током Сценарија 3. 65

Списак табела

Табела 3.1 Перформансе препознавања безбедних и небезбедних радњи у различитим индустријским задацима..... 26
Табела 3.2 Упоредни преглед сродних истраживања..... 32
Табела 4.1 Карактеристике испитаника..... 39
Табела 4.2 Упоредни резултати анализе сила у Групама 1 и 2..... 44
Табела 4.3 Упоредни резултати анализе EMG сигнала у Групама 1 и 2..... 45
Табела 6.1 Упоредни преглед релевантних приступа..... 55

Садржај докторске дисертације

1 Увод 1
1.1 Предмет, циљ и значај истраживања 1
1.2 Полазне хипотезе и методологија истраживања 2
1.3 Кључни резултати и научни доприноси 2
1.4 Структура докторске дисертације 4
2 Безбедност и ергономија радних места у индустрији 6
2.1 Радно условљени коштано-мишићни поремећаји 6
2.2 Методе компјутерске визије за процену људске позе 7
2.3 Опсервационе методе за процену ергономског ризика 12
2.4 Методе обраде и анализе EMG сигнала за процену мишићне активности и замора 15
2.5 Примена колаборативних робота за подршку човеку у индустријским радним задацима 18
3 Детекција небезбедних радњи у индустријском окружењу применом компјутерске визије и дубоког учења 21
3.1 Мотивација и преглед приступа за препознавање небезбедних радњи 21
3.2 Експериментална поставка и протокол прикупљања података 23
3.3 Методологија детекције небезбедних радњи 25
3.4 Резултати и анализа перформанси 26
3.5 Дискусија 28
4 Мултимодална анализа безбедности и ергономичности у задатку гурања и вучења индустријских ручних колица 36
4.1 Мотивација и фактори ризика при гурању и вучењу индустријских ручних колица 36
4.2 Испитаници и процена психофизичког стања 38
4.3 Експериментална поставка и протокол прикупљања података 40
4.4 Аквизиција и обрада мултимодалних података 42
4.5 Резултати 44
4.6 Дискусија 45
5 Мултимодална анализа физичког оптерећења и ергономичности оператера у колаборативном задатку полирања 48
5.1 Мотивација и значај ергономске анализе колаборативног задатка полирања 48
5.2 Експериментална поставка и протокол прикупљања података 49
5.3 Резултати 50
5.4 Дискусија 51
6 Ергономска радна станица за колаборативно полирање 53
6.1 Мотивација и полазне основе развоја ергономске радне станице 53
6.2 Архитектура ергономске радне станице за колаборативно полирање 56

6.2.1 Модул за процену физичког стања радника (процену постуре и ергономског ризика) – RULAScore модул 57
6.2.2 Модул за процену физичког стања радника (детекцију мишићног замора) – EMGFatigue модул 58
6.2.3 Модул за физичку подршку раднику – Кобот модул 58
6.2.4 Модул за нефизичку подршку раднику – Визуелни кориснички интерфејс 59
6.2.5 Модул за стратешку подршку раднику 59
6.3 Експериментална поставка и протокол мерења 60
6.3.1 Сценарио 1: ергономска асистенција омогућена у ергономској постури 62
6.3.2 Сценарио 2: ергономска асистенција онемогућена у ергономској постури 63
6.3.3 Сценарио 3: ергономска асистенција онемогућена у неергономској постури 63
6.4 Резултати експерименталне валидације 63
6.5 Дискусија 66
7 Закључак 70
Литература 72

1 Увод

1.1 Предмет, циљ и значај истраживања

Последњих неколико деценија обележио је интензиван развој дигиталних технологија, роботике, компјутерске визије и дубоког учења. Упркос томе, индустријска пракса показује да човек и даље остаје у средишту технолошких система и процеса, што представља један од основних принципа Индустрије 5.0, јер велики број процеса и даље у значајној мери зависи од људског рада, нарочито у задацима који захтевају флексибилност, адаптивност и фину моторичку контролу [1], [2]. У таквим условима, безбедност и ергономичност радних места остају један од кључних изазова и имају директан утицај на здравље радника, продуктивност и економске перформансе производног процеса [3], [4]. Проблем безбедности у индустријском окружењу традиционално се посматра кроз призму елиминације опасности и примене превентивних мера, заснованих на принципима управљања ризицима, као што је хијерархија мера контроле ризика (енгл. *Hierarchy of Controls*) [5]. Међутим, бројна истраживања указују да значајан део ризика произилази из начина на који се задаци изводе, односно из небезбедних радњи и неергономских положаја тела [6], [7]. Посебно је значајан проблем коштано-мишићних поремећаја (MSD – енгл. *Musculoskeletal Disorders*), који представљају један од најчешћих здравствених проблема повезаних са радом и значајан узрок дугорочних функционалних ограничења [8], [9]. Кључни изазов у превенцији ових поремећаја лежи у чињеници да се они не јављају као последица краткотрајног оптерећења, већ као акумулација негативних ефеката услед понављања небезбедних покрета и положаја тела током дужег временског периода [6], [7]. У пракси, детекција таквих појава најчешће се ослања на субјективну процену стручних лица задужених за безбедност и ергономију рада, што је често неефикасно, временски захтевно и подложно грешкама [10]. Постоје опсервационе методе за процену ергономских ризика [11], [12], [13] и даље имају значајну улогу у процени ризика, али су засноване на опсервационој процени и њихова непосредна примена у континуалном надзору сложених производних процеса је ограничена. Ово посебно долази до изражаја у великим индустријским системима са великим бројем радника и динамичким радним окружењем.

Са развојем технологија вештачке интелигенције, нарочито у области компјутерске визије и дубоког учења, отварају се нове могућности за аутоматизацију процеса праћења и анализе безбедности радника [14], [15]. Савремени приступи омогућавају анализу видео-секвенци у циљу детекције људи, процене положаја тела и препознавања активности, чиме се стварају услови за објективнији и континуалан надзор безбедности [10], [16], [17]. Посебан напредак остварен је у области процене људске позе (енгл. *pose estimation*), где је могуће реконструисати 2D и 3D структуру људског тела из видео-записа, што представља основу за даљу ергономску анализу [18], [19].

Паралелно са развојем компјутерске визије, значајан напредак постигнут је и у области сензорских система за мерење физиолошких параметара, као што је електромиографија (EMG – енгл. *Electromyography*), која омогућава директну процену мишићне активности и оптерећења [20], [21]. Интеграција ових података са информацијама о положају тела омогућава свеобухватнију анализу људских активности, што представља значајан корак ка објективној процени ергономских ризика.

Додатну димензију овом проблему даје развој сарадње (колаборације) човека и робота (HRC – енгл. *Human–Robot Collaboration*) и колаборативних робота (кобота), пројектованих за директну сарадњу са људима у заједничком радном простору [22]. Иако ови системи имају потенцијал да смање физичко оптерећење радника и унапреде продуктивност, њихова ефикасна примена захтева поуздану процену стања човека током извођења задатка, укључујући његове покрете и мишићну активност [23], [24]. У том контексту, интеграција интелигентних система за анализу људског понашања представља кључни предуслов за развој адаптивне и безбедне интеракције човека и робота.

1.2 Полазне хипотезе и методологија истраживања

Полазећи од наведених чињеница, у овој дисертацији разматра се примена метода вештачке интелигенције за анализу и унапређење безбедности и ергономичности радних места у индустрији. Посебан акценат стављен је на развој општих и применљивих приступа који не зависе од специфичности појединачних индустријских процеса, већ се могу применити на различите типове задатака.

Полазне хипотезе докторске дисертације су:

- Предложени приступи за идентификацију небезбедних поза и радњи које доводе до коштано-мишићних поремећаја карактеришу се високим степеном општости и могу се валидирати на хетерогеним индустријским задацима, без ослањања на уско специјализоване параметре везане за конкретан процес.
- Безбедност и ергономичност могу се валидирати проценом напора мишића помоћу EMG мерења.
- Комбинованом применом дубоких конволуционих мрежа и 3D естиматора позе омогућава се анализа безбедности људских поза у приближно реалном времену на основу конвенционалних видео-записа, уз квантификацију просторних карактеристика и очување кинематичке конзистентности, а без потребе за применом скупих и комплексних мерних система.
- Интеграцијом процене позе и мишићне активности могу се идентификовати небезбедни и неергономични обрасци понашања радника у индустријском окружењу, који могу послужити као основа за адаптивне акције колаборативних робота као технологије која може да унапреди ове аспекте.

Приликом израде дисертације спроведени су преглед доступне литературе и анализа постојећих алгоритама, модела и метода у области компјутерске визије и дубоког учења за процену људске позе, процене ергономског ризика, анализе мишићне активности и детекције мишићног замора, као и сарадње човека и робота. У наставку је развијена и тестирана метода за детекцију небезбедних радњи применом дубоког учења и 3D процене позе из конвенционалних видео-записа. Модели за процену позе, формирање и поједностављивање 3D мреже људског тела поступком децимације и класификацију небезбедних положаја реализовани су у програмском језику Python. Спроведена је и мултимодална анализа физички захтевног задатка гурања и вучења индустријских колица, при чему су коришћене IP (енгл. *Internet Protocol*) камере, сензори силе и EMG сигнали, док је обрада прикупљених сигнала реализована у MATLAB окружењу. Посебан део истраживања односи се на процену и унапређење ергономије у колаборативном задатку полирања, где је као роботска платформа коришћен робот Franka Emika Panda, док је мишићна активност оператера мерена помоћу Delsys Trigno Avanti EMG сензора. Завршни део истраживања обухвата развој модула ергономске радне станице, у којој се процена позе, односно ергономски резултат, локални мишићни замор оператера и сила интеракције користе као основа за адаптивне акције колаборативног робота. Модули система реализовани су у програмском језику Python, док су њихова интеграција, међусобна комуникација и управљање колаборативним роботом реализовани у ROS (енгл. *Robot Operating System*) окружењу.

1.3 Кључни резултати и научни доприноси

Дисертација има за циљ да допринесе развоју методологије и приступа за објективнију анализу и унапређење безбедности и ергономичности индустријских радних места, ослањајући се на комплементарну употребу компјутерске визије, дубоког учења, електромиографије и колаборативне роботике. За разлику од приступа који ове проблеме посматрају одвојено, овде је предложен континуални истраживачки ток: од прегледа области и идентификације отворених проблема, преко експерименталне анализе мануелних и

колаборативних задатака, до развоја адаптивног система који информације о стању оператера преводи у конкретне интервенције колаборативног робота.

Доприноси представљени у дисертацији могу се груписати на следећи начин:

1. На нивоу аутоматског препознавања небезбедних радњи, кључни допринос представља развој генеричког поступка заснованог на дубоком учењу који, уместо рада над самим сликама или унапред дефинисаним скуповима углова зглобова, користи 3D репрезентације људске позе као информативан опис небезбедног понашања. Посебна вредност овог доприноса огледа се у томе што је поступак валидиран на методолошки различитим задацима: 1) гурању и вучењу индустријских колица, 2) бушењу и 3) колаборативном полирању, чиме је показана његова општост и практична применљивост у хетерогеним индустријским условима [A1].

2. На нивоу мултимодалне анализе мануелних задатака, допринос обухвата реализацију експерименталне поставке и развој поступка за анализу безбедности задатка гурања и вучења индустријских колица коришћењем камера, IoT (енгл. *Internet of Things*) сензора силе и EMG мерења, уз разматрање односа између објективних биомеханичких показатеља, психолошког статуса оператера и присуства болних синдрома. Тиме је показано да ризик од небезбедног извођења задатка не зависи само од спољашњих услова рада, већ и од индивидуалних карактеристика оператера, што представља важан корак ка персонализованој процени ризика [A2].

3. На нивоу адаптивног унапређења колаборативних радних места, допринос обухвата анализу ергономичности колаборативног задатка полирања засновану на истовременој анализи EMG сигнала и 3D процени позе при различитим силама интеракције, при чему су утврђене мерљиве разлике у мишићном оптерећењу оператера у зависности од постуре и силе интеракције [C1]. Допринос обухвата и развој функционалних модула ергономске радне станице за процену позе, детекцију мишићног замора, визуелну подршку, стратешко одлучивање и адаптивно управљање колаборативним роботом, при чему се подаци о стању оператера користе за прилагођавање роботске подршке у реалном времену. Тиме је успостављена затворена повратна спрега између процене стања оператера и интервенције система, што представља прелаз са пасивног праћења ка активном унапређењу ергономских услова рада [D1].

Поред наведених доприноса, анализа релевантне литературе спроведена током истраживања резултовала је и доприносом систематском прегледу примена метода компјутерске визије и дубоког учења за аутоматску проверу правилности употребе личне заштитне опреме у индустријској пракси [A3].

Научни допринос аутора, остварен током израде ове докторске дисертације, представљен је у следећим одабраним публикацијама:

Радови у међународним часописима:

[A1] A. M. Vukicevic, **M. N. Petrovic**, N. M. Knezevic, and K. M. Jovanovic, "Deep learning-based recognition of unsafe acts in manufacturing industry," *IEEE Access*, vol. 11, pp. 103406–103418, 2023. DOI: 10.1109/ACCESS.2023.3318114.

[A2] M. Petrovic, A. M. Vukicevic, M. Djapan, A. Peulic, M. Jovicic, N. Mijailovic, P. Milovanovic, M. Grajic, M. Savkovic, C. Caiazzo, V. Isailovic, I. Macuzic, and K. Jovanovic, "Experimental Analysis of Handcart Pushing and Pulling Safety in an Industrial Environment by Using IoT Force and EMG Sensors: Relationship with Operators' Psychological Status and Pain Syndromes," *Sensors*, vol. 22, no. 19, art. 7467, 2022. DOI: 10.3390/s22197467.

[A3] A. M. Vukicevic, **M. Petrovic**, P. Milosevic, A. Peulic, K. Jovanovic, and A. Novakovic, "A systematic review of computer vision-based personal protective equipment compliance in industry practice: advancements, challenges and future directions," *Artificial Intelligence Review*, vol. 57, art. 319, 2024. DOI: 10.1007/s10462-024-10978-x.

Поглавља у монографијама и тематским зборницима међународног значаја:

[B1] A. M. Vukićević and **M. Petrović**, "Advances in the Use of Artificial Intelligence and Sensor Technologies for Managing Industrial Workplace Safety," in *Applied Artificial Intelligence: Medicine, Biology, Chemistry, Financial, Games, Engineering*, N. Filipović, Ed., *Lecture Notes in Networks and Systems*, vol. 659, Springer, Cham, 2023. DOI: 10.1007/978-3-031-29717-5_1.

Радови на међународним конференцијама:

[C1] M. Petrovic, A. M. Vukicevic, B. Lukic, and K. Jovanovic, "Assessment of the human-robot collaborative polishing task by using EMG sensors and 3D pose estimation," in *Proceedings of the International Conference on Robotics in Alpe-Adria Danube Region (RAAD 2022)*, pp. 564–570, 2022.

[C2] M. Radmilovic, D. Urukalo, **M. Petrovic**, F. Becanovic, and K. Jovanovic, "Influence of Muscle Co-Contraction Indicators for Different Task Conditions," in *Proc. 8th Int. Conf. Electrical, Electronic and Computing Engineering (IcETRAN)*, Ethno Village Stanisici, Republic of Srpska, Sep. 8–10, 2021, p. 584.

Радови депоновани у отвореним научним репозиторијумима:

[D1] M. Petrovic, A. M. Vukicevic, N. Ruzic, N. Knezevic, and K. Jovanovic, "A real-time ergonomic workstation for human-cobot collaboration: Integrating posture, fatigue, and adaptive robotic assistance," 2026. ⟨hal-05717729⟩

1.4 Структура докторске дисертације

Докторска дисертација је организована у седам поглавља.

Прво поглавље садржи уводна разматрања, мотивацију и значај истраживања у области безбедности и ергономичности радних места у индустрији. У овом поглављу приказане су полазне хипотезе на којима је истраживање засновано, а затим кључни резултати и научни доприноси дисертације. На крају поглавља дат је преглед структуре дисертације.

Друго поглавље представља теоријску основу истраживања и преглед релевантне литературе. Најпре су размотрени коштано-мишићни поремећаји, методе компјутерске визије и дубоког учења за процену људске позе, као и опсервациони поступци за процену ергономског ризика. У наставку су приказане основе EMG анализе и детекције мишићног замора, као и принципи физичке интеракције човека и робота и примена колаборативних робота у индустријским задацима.

Треће поглавље разматра детекцију небезбедних поза применом метода компјутерске визије и дубоког учења. Најпре је образложен значај аутоматизованог препознавања небезбедних поза, након чега су описани поступак формирања скупа података, архитектура система и методологија обучавања модела. Поглавље обухвата експерименталну евалуацију и анализу перформанси предложеног приступа, као и дискусију добијених резултата.

Четврто поглавље обухвата мултимодалну анализу безбедности и ергономичности при извођењу физички захтевног задатка гурања и вучења индустријских ручних колица. Описани су експериментална поставка, сензорска инфраструктура заснована на IP камерама, сензорима силе и EMG мерењима, клиничко-психофизичка процена испитаника, као и поступци обраде сигнала и издвајања показатеља оптерећења. Посебна пажња посвећена је анализи односа између објективних мерења и психофизичких карактеристика испитаника, док су у завршном делу поглавља приказани и дискутовани добијени резултати.

У петом поглављу приказана је мултимодална анализа физичког оптерећења и ергономичности оператера током извођења колаборативног задатка полирања, заснована на EMG мерењима и 3D процени позе човека. У поглављу су приказани експериментална поставка, сензорска инфраструктура и поступци обраде EMG сигнала и процене мишићног оптерећења. Посебно је анализирана повезаност конфигурације тела оператера и силе

интеракције са мишићном активношћу, уз разматрање значаја добијених резултата за развој адаптивних HRC система.

Шесто поглавље представља развој модула ергономске радне станице за колаборативно полирање, којима је, са циљем побољшања физичке ергономије, унапређен постојећи концепт неуроергономске радне станице. Описани су архитектура радне станице и њени појединачни модули за процену позе и ергономског ризика, детекцију мишићног замора, визуелну и стратешку подршку и физичку подршку, након чега су представљени експериментална поставка, протокол мерења и сценарији за евалуацију ергономске асистенције. Поглавље се завршава приказом и анализом остварених перформанси и дискусијом добијених резултата.

Седмо поглавље анализира доприносе и износи коначне закључке.

2 Безбедност и ергономија радних места у индустрији

С обзиром на то да је показано да се опасне ситуације не могу у потпуности уклонити из индустријских окружења, послодавци и запослени деле одговорност да заједнички улажу напоре у безбедност, повећањем самосвести и смањењем ризика од повреда на радном месту [25]. У те сврхе, Америчка управа за безбедност и здравље на раду (OSHA – енгл. *Occupational Safety and Health Administration*) препоручује примену стратегије за превентивно смањење и контролу опасности, познате као хијерархија мера контроле ризика [5]. Укратко, постоји пет нивоа мера: 1) елиминација, односно физичко уклањање опасности; 2) замена, односно замена опасног материјала или процеса мање опасном алтернативом; 3) инжењерске мере контроле, односно изоловање људи од опасности; 4) административне мере контроле, односно промена начина рада људи; и 5) употреба личне заштитне опреме.

Иако се мере које се налазе на врху хијерархије, пре свега елиминација и замена опасности, сматрају делотворнијим у односу на мере нижих нивоа, њихова потпуна примена није увек могућа у динамичним индустријским процесима. При томе, повреде и поремећаји здравља не настају искључиво услед непосредног присуства опасности, већ могу бити последица неправилног начина рада, понављања неповољних покрета, неодговарајућих положаја тела, прекомерног оптерећења и непоштовања утврђених процедура [6]. Развој система за аутоматско праћење радних активности и препознавање потенцијално небезбедних или ергономски неповољних начина рада може допринети објективнијој примени мера и правовременом предузимању превентивних интервенција.

Поред хијерархије мера контроле ризика, оптимизација радних места са становишта ергономије представља једну од важних превентивних мера за смањење ризика од повреда у индустријском окружењу. Ергономија има за циљ да радно место, алате, радне поступке и организацију рада прилагоди анатомским, физиолошким и когнитивним способностима човека, како би се смањили нелагодност, прекомерни физички напор, стрес и ризик од повреда насталих услед рада [26], [27].

2.1 Радно условљени коштано-мишићни поремећаји

Посебну групу здравствених проблема у овом контексту представљају MSD. Они обухватају широк спектар обољења и повреда мишића, тетива, лигамената, зглобова, нерава, костију и потпорних структура тела. Најчешће захватају леђа, врат, рамена, лактове, ручне зглобове, шаке, кукове, колена и стопала, при чему се могу испољити као бол, укоченост, ограничење покретљивости, слабост, трњење, смањена прецизност покрета или губитак функционалне способности [28]. Када су ови поремећаји повезани са условима рада, начином извођења задатка или дуготрајном изложеношћу неповољним физичким и биомеханичким факторима, у литератури се означавају као радно условљени коштано-мишићни поремећаји (WMSD – енгл. *Work-related Musculoskeletal Disorders*) [28], [29].

Упркос примени превентивних мера, WMSD се и даље често јављају у индустријској пракси [4]. Њиховом настанку доприносе бројни фактори, међу којима су дуготрајан рад у статичком положају, понављајући покрети, рад са подигнутим рукама, савијање и ротација трупа, рад у погнутом положају, ручно руковање теретом, гурање и вучење, примена велике силе, вибрације, недовољне паузе и неповољна организација рада [6], [28], [30]. Због тога правовремено откривање небезбедних положаја тела који могу довести до WMSD представља значајан истраживачки и практични изазов.

За разлику од неправилне употребе личне заштитне опреме или постојања небезбедних услова у радном окружењу, који се у великом броју случајева могу тренутно уочити и отклонити [31], [32], WMSD се морају посматрати као последица дугорочне акумулације негативних ефеката изазваних репетитивним небезбедним радњама и неповољним положајима тела [6], [28]. Управо због тога њихова превенција не подразумева само

препознавање једног изолованог опасног догађаја, већ континуирано праћење радног процеса, процену ергономског ризика и правовремено увођење корективних мера.

Проучавање и спречавање понављања небезбедних радњи значајна су из више перспектива. Поред могућег смањења радне способности, принудног пензионисања и губитка посла, WMSD могу имати дугорочне последице као што су хроничан бол, трајно ограничење покретљивости, инвалидитет и немогућност обављања свакодневних активности, што производи изражене социјалне и економске ефекте [4], [9]. Према извештајима Светске здравствене организације, приближно 1,71 милијарда људи широм света има MSD [9]. Приближно 126,6 милиона Американаца, односно једна од две одрасле особе, има неки облик MSD, при чему се процењује да годишњи трошкови лечења износе 213 милијарди долара, што одговара приближно 1,4% бруто домаћег производа Сједињених Америчких Држава [33].

Извештаји такође показују да 33% европских радника, односно 42% мушкараца и 24% жена, током више од 25% радног времена заузима неприродне положаје тела [34]. Поред тога, међу радницима у Европској унији који имају здравствени проблем повезан са радом, 60% наводи MSD као најозбиљнији проблем [4]. Економско оптерећење повезано са MSD такође је значајно, јер поред непосредних трошкова здравствене заштите обухвата одсуствовање са рада, смањену продуктивност и губитак радне способности, при чему процене за поједине европске земље указују да укупни економски губици могу износити и до 2% бруто домаћег производа [4].

Узимајући у обзир величину производних хала, број радника, динамику производног процеса и чињеницу да се запослени крећу кроз различите зоне радног простора, непосредни надзор од стране супервизора често је временски и организационо захтеван и недовољно ефикасан. Ово је посебно изражено у ситуацијама у којима је потребно пратити не само тренутно небезбедно понашање, већ и учестало заузимање неповољних положаја тела, које временом може довести до развоја WMSD.

2.2 Методе компјутерске визије за процену људске позе

Процена људске позе представља област компјутерске визије чији је циљ аутоматско одређивање положаја људског тела и његових анатомских сегмената на основу слике или видео-записа [35], [36]. Поза се најчешће представља скупом анатомских референтних тачака које одговарају положајима главе, рамена, лактова, ручних зглобова, кукова, колена и скочних зглобова. Повезивањем ових тачака формира се скелетна репрезентација човека, погодна за анализу просторних односа између делова тела, израчунавање углова зглобова, праћење кретања и препознавање активности [36].

У зависности од захтеваног нивоа геометријског и анатомског описа, људско тело може бити представљено 2D или 3D скелетом, облаком тачака, површинском полигоналном мрежом или параметарским моделом тела. Скелетна репрезентација је компактна и рачунарски ефикасна, али превасходно садржи информације о положају зглобова. Насупрот томе, површински модели обухватају и информације о облику, геометрији и топологији тела. Значајан пример представља параметарски модел SMPL (енгл. *Skinned Multi-Person Linear Model*), у којем су телесна грађа и конфигурација зглобова описане одвојеним скуповима параметара, на основу којих се формира потпуна 3D полигонална мрежа људског тела [37].

Према димензионалности излаза, разликују се 2D и 3D процене позе. Код 2D приступа одређују се координате референтних тачака у равни слике, док 3D приступи, поред хоризонталне и вертикалне координате, процењују и дубину, односно положај тачака у тродимензионалном простору [38]. Дводимензионална процена обично је рачунарски мање захтевна и погоднија за рад у реалном времену, али не садржи непосредну информацију о дубини. Због тога једна 2D конфигурација може одговарати већем броју различитих 3D положаја тела, што монокуларну 3D реконструкцију чини неодређеним проблемом [39].

У практичним применама разликују се методе за процену позе једне особе и методе намењене сценама са више особа. Код процене позе више особа примењују се два основна

приступа: приступ „одозго надоле” (енгл. *top-down*) и приступ „одоздо нагоре” (енгл. *bottom-up*) [40], [41]. Приступи одозго надоле најпре детектују сваку особу у слици, након чега се процена позе извршава засебно унутар сваког детектованог граничног оквира (енгл. *bounding box*). Ови приступи најчешће обезбеђују високу тачност, али њихова рачунарска сложеност расте са бројем детектованих особа. Код приступа одоздо нагоре најпре се детектују све анатомске референтне тачке у слици, а затим се оне групишу тако да формирају скелете појединачних особа [40]. Њихово време извршавања мање непосредно зависи од броја људи, али повезивање тачака може бити сложено у сценама са великим степеном преклапања тела.

Положаји зглобова могу се процењивати директном регресијом координата или предвиђањем мапа вероватноће. Код директне регресије неуронска мрежа непосредно даје координате сваке референтне тачке, док се код другог приступа за сваки зглоб формира засебна мапа која описује вероватноћу његовог положаја у различитим деловима слике [35], [42]. Приступ заснован на мапама вероватноће постао је доминантан у великом броју архитектура, јер задржава просторну структуру слике и омогућава прецизнију локализацију зглобова [43]. После издвајања визуелних обележја, декодер повећава њихову просторну резолуцију и генерише мапе вероватноће, при чему се координата зглоба одређује у области највеће вредности одговарајуће мапе [44].

Пре шире примене дубоког учења, процена људске позе заснивала се на ручно дефинисаним визуелним обележјима, геометријским ограничењима и графичким моделима који су тело представљали као систем међусобно повезаних делова. Значајан преокрет наступио је појавом модела DeepPose, у којем је процена положаја зглобова формулисана као регресиони проблем који се решава дубоком конволуционом неуронском мрежом (CNN – енгл. *Convolutional Neural Network*) [35]. За разлику од ранијих метода, које су засебно детектовале делове тела и накнадно их повезивале, DeepPose је омогућио холистичку анализу целе особе и отворио пут широј примени дубоког учења у овој области.

Следећу важну фазу развоја представљале су конволуционе машине за процену позе (енгл. *Convolutional Pose Machines*), које су увеле вишестепено побољшавање предикција [42]. Сваки наредни степен мреже користи визуелна обележја и мапе вероватноће добијене у претходном степену како би кориговао положај зглобова и постепено моделовао просторне односе између делова тела. На тај начин мрежа истовремено учи локални изглед појединачних делова тела и њихову глобалну просторну конфигурацију.

Архитектура *Stacked Hourglass* такође је заснована на узастопном усавршавању процењене позе, али примењује више симетрично повезаних модула у којима се просторна резолуција обележја најпре смањује, а затим поново повећава [43]. Таква структура омогућава интеграцију информација на различитим просторним размерама, од локалног изгледа зглоба до ширег контекста целог тела. Поновљена обрада од високе ка ниској резолуцији и обратно нарочито је значајна када положај једног зглоба није могуће одредити само на основу његовог непосредног визуелног окружења.

OpenPose је представљао важан корак у развоју процене позе више особа у реалном времену [40]. Архитектура користи приступ одоздо нагоре и, поред мапа положаја зглобова, предвиђа поља повезаности делова тела (енгл. *Part Affinity Fields*). Ова поља садрже информације о правцу и припадности суседних зглобова истој особи, што омогућава формирање скелета више људи и у сценама у којима долази до делимичног преклапања тела.

Истовремено су развијани и приступи одозго надоле. Оквир RMPE (енгл. *Regional Multi-Person Pose Estimation*), који је касније постао основа развојне линије AlphaPose, увео је механизме за смањење осетљивости процене позе на непрецизно одређене граничне оквире особа [45]. Увођењем симетричне просторне трансформаторске мреже и поступка за уклањање сувишних процена побољшана је робусност у сценама са више особа. Mask R-CNN је проблем процене позе решио додавањем посебне гране за предвиђање референтних тачака унутар сваког региона у којем је претходно детектована особа [41].

PersonLab је применио приступ одоздо нагоре, при чему једна мрежа за све особе у слици процењује референтне тачке, сегментацију тела и просторне векторе потребне за груписање тачака [46]. Овакво решење не захтева претходно формирање граничног оквира за сваку особу и омогућава заједничку процену позе и сегментацију појединачних људи.

У оквиру приступа одозго надоле предложена је и једноставна архитектура заснована на ResNet мрежи и деконволуционим слојевима за формирање мапа вероватноће зглобова [44]. Иако не садржи сложене наменске модуле, овај модел остварио је резултате упоредиве са сложенијим архитектурама и постао широко коришћена референтна основа за процену људске позе.

Мрежа високе резолуције HRNet (енгл. *High-Resolution Network*) значајно је унапредила просторну прецизност процене позе [47]. За разлику од енкодер–декодер архитектура, у којима се резолуција обележја најпре смањује, а затим накнадно обнавља, HRNet током целе обраде задржава високорезолуциону грану. Паралелно се формирају представе нижих резолуција, а информације се континуирано размењују између свих грана. На тај начин се очувавају просторно прецизни детаљи, што омогућава поузданију локализацију малих и делимично заклоњених делова тела [47].

Развој метода за сцене са великим бројем особа посебно је усмерен на проблем међусобног заклањања. PifPaf користи поља интензитета делова тела и поља њихове повезаности (енгл. *Part Intensity Fields* и *Part Association Fields*), чиме се положаји и везе референтних тачака представљају континуалним композитним пољима [48]. Овакав приступ показао се погодним за сцене са мањим особама, великим бројем људи и израженим преклапањем тела. CrowdPose је увео поступак заснован на процени кандидата за зглобове и њиховом глобалном повезивању, као и наменски скуп података и евалуациони оквир за вредновање алгоритама у сценама са великим степеном заклањања [49].

HigherHRNet је проширио принцип високорезолуционих репрезентација на процену позе више особа одоздо нагоре [50]. Предвиђањем мапа зглобова на више просторних резолуција побољшана је процена особа различитих величина, што је посебно значајно у широким сценама у којима су неки људи удаљени од камере. DEKR (енгл. *Decoupled Keypoint Regression*) увео је раздвојену регресију појединачних референтних тачака, при чему се за сваки зглоб уче посебне просторне репрезентације [51]. Тиме је смањено међусобно ометање предикција различитих зглобова и унапређена тачност приступа одоздо нагоре.

Новији развој алгоритама процене позе одвија се и у правцу примене трансформерских архитектура. HRFormer задржава вишегранску високорезолуциону структуру HRNet модела, али локалне конволуционе операције допуњује механизмима самопажње, чиме се ефикасније моделују односи између просторно удаљених делова тела [52]. ViTPose користи визуелни трансформер (енгл. *Vision Transformer*) као основни модул за издвајање обележја, уз релативно једноставан декодер за генерисање топлотних мапа кључних тачака [53]. Овај модел је показао да скалабилна трансформерска архитектура, уз одговарајуће претходно обучавање, може остварити високу тачност без великог броја посебно пројектованих модула за процену позе.

Паралелно са повећањем тачности, развијани су модели намењени извршавању у реалном времену на мобилним, уграђеним и периферним рачунарским уређајима. BlazePose процењује 33 анатомске референтне тачке једне особе и пројектован је за континуирано праћење тела на мобилним уређајима [54]. Ова архитектура представља основу решења MediaPipe Pose. LitePose је развијен као компактна архитектура која смањује број операција и меморијске захтеве, задржавајући задовољавајућу тачност за примене на периферним уређајима [55].

YOLO-Pose формулише процену позе као једностепени поступак инспирисан YOLO породицом детектора објеката, при чему се детекција особе и процена њених референтних тачака изводе у јединственој архитектури [56]. Такав приступ омогућава велику брзину обраде и погодан је за примене у којима је време извршавања критичан фактор. Развојна линија AlphaPose додатно је проширена тако да омогући процену и праћење позе целог тела,

укључујући референтне тачке трупа, екстремитета, лица, шака и стопала у реалном времену [57].

Наведене архитектуре показују да не постоји универзално најбољи модел за све примене. Приступи одозго надоле најчешће остварују већу тачност, јер се поза сваке особе процењује у засебном региону слике, али њихово време извршавања расте са бројем људи [44]. Приступи одоздо нагоре погоднији су за сцене са већим бројем особа, али захтевају поуздан поступак повезивања референтних тачака [40], [50]. Трансформерски модели ефикасно обухватају глобални контекст, али могу захтевати значајне рачунарске ресурсе [52], [53]. Компактне архитектуре, као што су BlazePose, LitePose и YOLO-Pose, усмерене су на постизање повољног односа између тачности, брзине и рачунарске сложености [54], [55], [56].

Код 3D процене људске позе могу се издвојити три основна приступа. Први обухвата системе са више синхронизованих и калибрисаних камера, код којих се положај зглобова реконструише триангулацијом одговарајућих 2D тачака из више погледа. Овај приступ може обезбедити високу тачност, али захтева сложену калибрацију, више камера и контролисано мерно окружење. Други приступ најпре процењује 2D позу, а затим координате зглобова пресликава у 3D простор [38]. Трећа група метода директно процењује 3D положај зглобова или параметре модела тела на основу једне слике или видео-секвенце [19], [58].

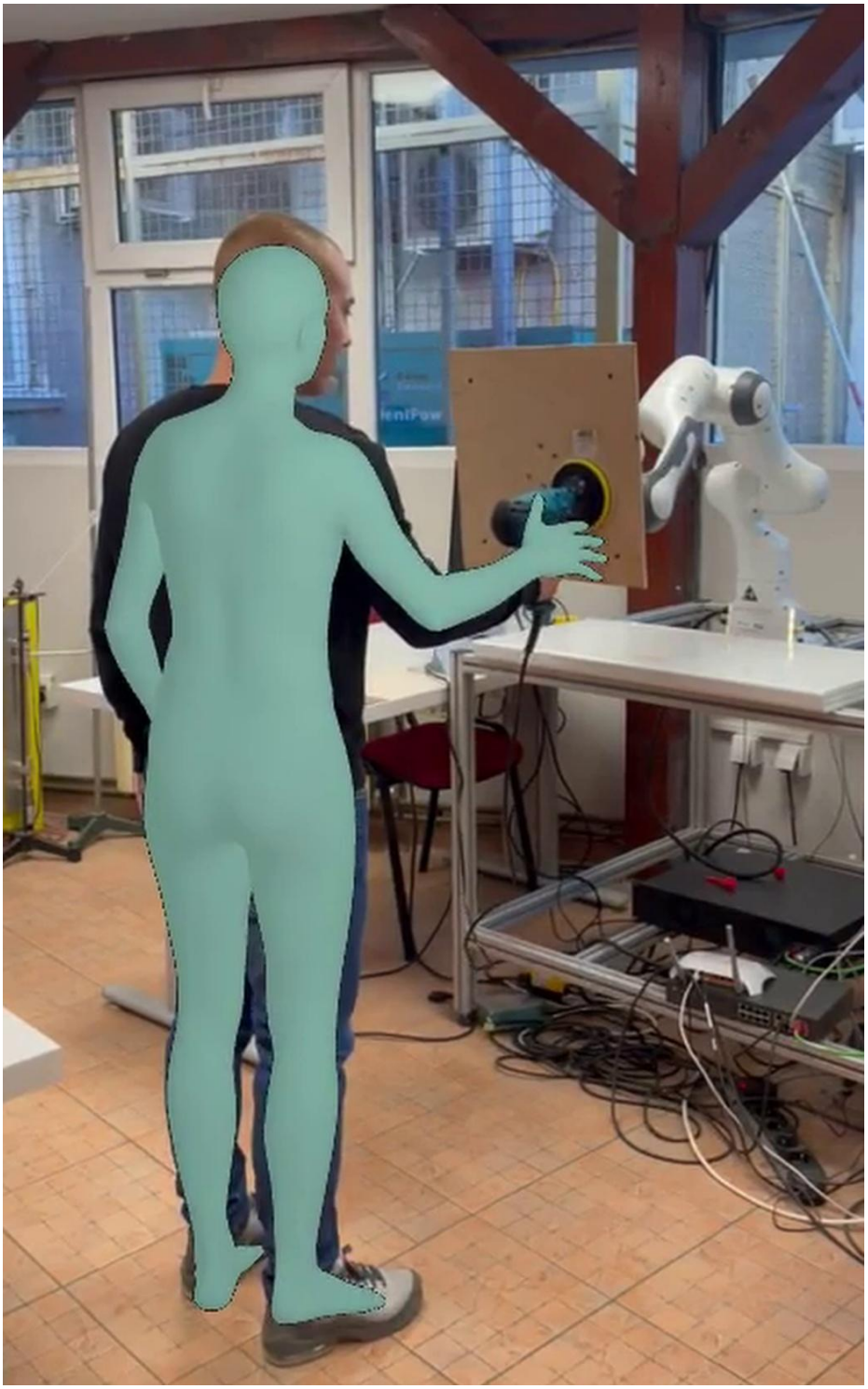
VideoPose3D представља значајан пример поступка пресликавања 2D позе у 3D простор. Модел примењује временске конволуције над секвенцом 2D координата, чиме користи континуитет кретања и информације из већег броја суседних кадрова [38]. На тај начин смањује се неодређеност процене дубине и ублажавају краткотрајне грешке у локализацији појединачних зглобова.

Други значајан правац 3D процене позе заснива се на параметарским моделима људског тела. SMPL модел омогућава да се облик тела и конфигурација зглобова представе ограниченим бројем параметара, из којих се формира анатомски конзистентна 3D површина [37]. У поступку SMPLify параметри модела одређују се оптимизацијом разлике између пројектованих 3D зглобова модела и 2D референтних тачака детектованих у слици [39]. У оптимизацију се укључују и ограничења која спречавају добијање анатомски невероватних конфигурација тела.

Приступ HMR (енгл. *Human Mesh Recovery*) заменио је итеративну оптимизацију директном регресијом параметара SMPL модела из једне RGB (енгл. *Red, Green, Blue*) слике [58]. Поред губитака заснованих на 2D и 3D референтним тачкама, модел користи супарнички обучену претходну расподелу позе како би предвиђени облици тела остали антропометријски и кинематички веродостојни. Ови приступи омогућили су да се, поред положаја зглобова, из конвенционалних слика реконструише и целокупна геометрија људског тела.

VIBE (енгл. *Video Inference for Human Body Pose and Shape Estimation*) проширује процену позе и облика људског тела на видео-секвенце [19]. За разлику од приступа који сваки кадар обрађују независно, VIBE реконструише 3D кретање на основу претходно детектованих 2D кључних тачака тела, за чију се детекцију користи претходно обучени Mask R-CNN модел [41]. Након издвајања обележја из појединачних кадрова, временски енкодер обједињује информације из низа суседних кадрова и процењује временски усклађене параметре SMPL модела. На овај начин се при реконструкцији узима у обзир временски контекст кретања, чиме се умањује утицај краткотрајних грешака, на пример оних насталих услед привременог преклапања делова тела, и смањује појава наглих и нереалистичних промена позе између суседних кадрова. Додатна регуларизација кретања остварује се применом супарничког учења, при чему се генератор позе обучава у односу на дискриминатор покрета. Дискриминатор је обучен коришћењем секвенци из базе AMASS, која обухвата приближно 11000 кретања око 300 испитаника [59], са циљем да разликује процењене секвенце поза од реалистичних људских кретања. Добијене временске репрезентације прослеђују се и слојевима самопажње, којима се различитим кадровима додељује различит значај у процесу процене. Обучавање модела заснива се на функцији губитка која обједињује компоненте

повезане са грешком 3D позе, грешком повратне пројекције у 2D простор, грешком процене позе и облика тела и супарничком проценом реалистичности добијене секвенце кретања [19]. На тај начин VIBE истовремено користи просторне информације о пози човека и временску структуру видео-секвенце, што омогућава стабилнију реконструкцију 3D позе и облика тела током кретања. Пример примене VIBE алгоритма на једном кадру видео-записа индустријског радног задатка приказан је на Слици 2.1. Приказани резултат илуструје реконструисани 3D SMPL модел оператера преклопљен са изворним видео-кадром.



Слика 2.1: Пример VIBE реконструкције 3D позе оператера.

Развој алгоритама за процену позе непосредно је повезан са доступношћу великих и разноврсних скупова података. MPII Human Pose садржи слике људи током извођења великог броја свакодневних активности, са означеним положајима анатомских тачака [36]. COCO (енгл. *Common Objects in Context*) садржи велики број слика сложених свакодневних сцена са више објеката и особа приказаних у различитим просторним и визуелним условима, због чега представља значајан скуп података за развој и евалуацију алгоритама компјутерске визије [60].

За 3D процену позе посебан значај има Human3.6M, формиран снимањем више испитаника помоћу синхронизованог система камера у контролисаним условима [61]. База AMASS обједињује већи број постојећих скупова података снимљеног људског кретања у јединственој SMPL репрезентацији, чиме омогућава учење реалистичних просторних и временских образаца људског покрета [59].

Иако су наведени скупови података омогућили значајан напредак, модели обучени на активностима из свакодневног живота или у контролисаним лабораторијским условима не морају задржати исти ниво тачности при примени у реалном индустријском окружењу [62]. Индустријске сцене карактеришу сложени услови снимања, укључујући променљиво осветљење, динамичко кретање оператера, присуство радне опреме, алата и машина, као и учестала заклањања појединих делова тела, што може негативно утицати на поузданост процене позе [62], [63]. На поузданост процене додатно утичу положај камере, удаљеност оператера, замућење услед кретања, резолуција слике и трајање заклањања. Поред тога, општи скупови података за процену људске позе претежно обухватају положаје и покрете карактеристичне за свакодневне активности, док су положаји и покрети специфични за професионалне и индустријске задатке знатно мање заступљени, што може довести до доменског јаза између података коришћених за обучавање и услова стварне примене [64]. Додатни изазов представљају разлике у размери особе у кадру и брзини кретања у односу на податке коришћене током обучавања, као и изражена заклањања, за које је показано да могу довести до пада тачности 3D процене позе [63], [65]. Код 3D реконструкције грешка у процени једног сегмента може се пренети на целокупан модел тела, док дуже заклањање може превазићи могућност временског модела да поуздано реконструише недостајући покрет [19], [38]. Због тога избор алгоритма за индустријску примену мора узети у обзир не само тачност на стандардним скуповима података већ и робусност, брзину извршавања, расположиве рачунарске ресурсе и услове постављања камера.

2.3 Опсервационе методе за процену ергономског ризика

Опсервационе методе за процену ергономских ризика представљају групу стандардизованих поступака којима се, на основу визуелног посматрања радника током извођења радног задатка, процењује ниво физичког оптерећења и ризик од настанка MSD. За разлику од инструменталних метода, које подразумевају употребу сензора силе, инерцијалних сензора, система за праћење покрета или електромиографије, опсервационе методе се заснивају на анализи положаја тела, трајања задатка, учесталости понављања покрета, примењене силе и организационих карактеристика рада [66], [67].

Њихова основна предност је у томе што омогућавају релативно брзу, јефтину и практично применљиву процену ергономског ризика у реалним радним условима, без потребе за сложеном лабораторијском опремом. Управо због тога оне су деценијама присутне у индустријској ергономији, безбедности и здрављу на раду, као и у процени ризика код мануелних, репетитивних и физички захтевних радних задатака [66], [68].

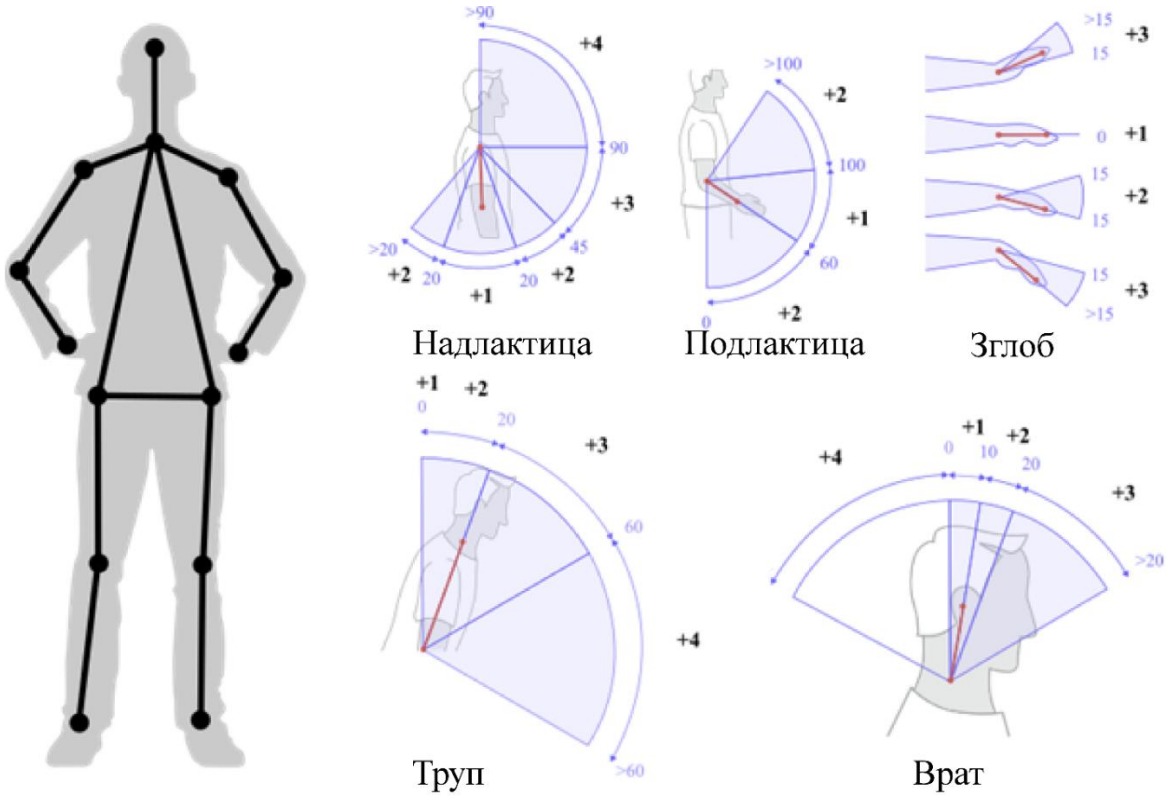
У најопштијем смислу, опсервационе методе полазе од претпоставке да одређени положаји тела, посебно ако су статички, асиметрични, крајњи у погледу опсега покрета или праћени повећаном силом, представљају значајан фактор ризика за развој WMSD, чији се настанак најчешће тумачи као последица дуготрајне акумулације неповољних механичких, физиолошких и организационих утицаја [6], [28].

Опсервационе методе се најчешће користе у индустријској производњи, монтажи, обради материјала, руковању теретом, здравству, грађевинарству, складиштима, логистици и свим радним срединама у којима радник изводи мануелне или полуаутоматизоване задатке. Посебно су значајне у анализи задатака који укључују рад горњих екстремитета, рад у погнутом положају, подизање и преношење терета, гурање и вучење, дуготрајан статички рад или рад у ограниченом простору [66].

Најпознатије опсервационе методе су RULA (енгл. *Rapid Upper Limb Assessment*) [11], REBA (енгл. *Rapid Entire Body Assessment*) [12], OWAS (енгл. *Ovako Working Posture Analysis System*) [13], индекс напрезања (енгл. *Strain Index*) [69], OCRA (енгл. *Occupational Repetitive Actions*) [70] и др. Свака од ових метода развијена је за одређену класу радних задатака и фокусира се на различите аспекте ергономског ризика, од положаја горњих екстремитета, преко положаја целог тела, до репетитивности, ручног руковања теретом и локалног оптерећења шака и подлактице.

RULA развијена је за брзу процену ризика код задатака који превасходно оптерећују горње екстремитете, врат и труп [11]. REBA проширује фокус на цело тело и често се користи у анализи динамичнијих радних задатака, посебно у здравству, индустрији и сервисним делатностима [12]. OWAS је једна од старијих метода и заснива се на категоризацији положаја леђа, руку, ногу и спољашњег оптерећења, при чему је нарочито погодна за грубу процену радних положаја у индустријским условима [13]. Индекс напрезања је усмерен на процену ризика код задатака који оптерећују шаке, ручне зглобове и подлактице, при чему узима у обзир интензитет напора, трајање напора, број понављања, положај ручног зглоба, темпо рада и трајање радног задатка [69]. OCRA је развијена за процену ризика код репетитивних покрета горњих екстремитета [70].

Међу овим методама, RULA има посебан значај у контексту анализе радних задатака који укључују горње екстремитете, јер омогућава релативно брзу и структурисану процену положаја надлактице, подлактице, ручног зглоба, врата, трупа и ногу. Метода је првобитно развијена за процену изложености радника факторима ризика који могу довести до поремећаја горњих екстремитета, али је временом постала широко примењивана и у индустријској ергономији, анализи канцеларијског рада, монтажним процесима, раду са алатима и задацима који подразумевају дуготрајан статички или понављајући рад. Процена се заснива на анализи положаја појединих сегмената тела у односу на неутрални положај, уз примену додатних корективних фактора када су присутни статичко мишићно оптерећење, понављање покрета или примена силе. RULA методологија најчешће групише делове тела у две основне групе. Прва група обухвата надлактицу, подлактицу и ручни зглоб, док друга група обухвата врат, труп и ноге; за сваки сегмент тела додељује се почетна оцена на основу положаја, а затим се она коригује у зависности од додатних фактора, као што су абдукција руке, подигнуто раме, ротација ручног зглоба, савијање врата, ротација трупа или нестабилан положај ногу [11]. Након тога се појединачне оцене комбинују табеларним поступком и добија се коначни RULA резултат, који указује на ниво ергономског ризика и потребу за корективним мерама. Основни поступак бодовања положаја појединих сегмената тела и табеларног комбиновања добијених оцена приказан је на Слици 2.2. Ради прегледности, на слици нису приказане све додатне корекције које RULA методологија предвиђа за специфичне положаје сегмената тела, као ни додатни бодови који се односе на статичко или понављајуће мишићно оптерећење и примењену силу, односно спољашње оптерећење. Тумачење RULA резултата подразумева да оцене 1–2 означавају прихватљив положај, оцене 3–4 указују да је потребно додатно испитивање и евентуална измена радног места, оцене 5–6 указују да су промене потребне у блиском периоду, док оцена 7 означава висок ризик и потребу за хитном интервенцијом.



Табела А		Оцена зглоба							
		1		2		3		4	
Надлактица	Подлактица	Савијеност зглоба		Савијеност зглоба		Савијеност зглоба		Савијеност зглоба	
		1	2	1	2	1	2	1	2
1	1	1	2	2	2	2	3	3	3
	2	2	2	2	2	3	3	3	3
	3	2	3	3	3	3	3	4	4
2	1	2	3	3	3	3	4	4	4
	2	3	3	3	3	3	4	4	4
	3	3	4	4	4	4	4	5	5
3	1	3	3	4	4	4	4	5	5
	2	3	4	4	4	4	4	5	5
	3	4	4	4	4	5	5	5	5
4	1	4	4	4	4	4	5	5	5
	2	4	4	4	4	4	5	5	5
	3	4	4	4	5	5	5	6	6
5	1	5	5	5	5	5	6	6	7
	2	5	6	6	6	6	7	7	7
	3	6	6	6	7	7	7	7	8
6	1	7	7	7	7	7	8	8	9
	2	8	8	8	8	8	9	9	9
	3	9	9	9	9	9	9	9	9

Ноге: ако су ноге и стопала ослоњени +1
ако нису +2

Оцена положаја врата	Табела Б: Оцена положаја трупа											
	1		2		3		4		5		6	
	Ноге		Ноге		Ноге		Ноге		Ноге		Ноге	
	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
1	1	3	2	3	3	4	5	5	6	6	7	7
2	2	3	2	3	4	5	5	5	6	7	7	7
3	3	3	3	4	4	5	5	6	6	7	7	7
4	5	5	5	6	6	7	7	7	7	7	8	8
5	7	7	7	7	7	8	8	8	8	8	8	8
6	8	8	8	8	8	8	8	9	9	9	9	9

Табела Ц		Оцена врата, трупа, ногу						
		1	2	3	4	5	6	7+
Оцена зглоба / руке	1	1	2	3	3	4	5	5
	2	2	2	3	4	4	5	5
	3	3	3	3	4	4	5	6
	4	3	3	3	4	5	6	6
	5	4	4	4	5	6	7	7
	6	4	4	5	6	6	7	7
	7	5	5	6	6	7	7	7
	8+	5	5	6	7	7	7	7

Слика 2.2: Основни поступак бодовања постуре и табеларног одређивања RULA резултата.

У поређењу са неким другим опсервационим методама, RULA има тенденцију да додељује више оцене ергономског ризика, што је чини погодном када је циљ рана идентификација потенцијално ризичних услова рада [71].

2.4 Методе обраде и анализе EMG сигнала за процену мишићне активности и замора

Мишићни замор представља један од значајних физиолошких показатеља физичког оптерећења током извођења радних задатака. У најопштијем смислу, може се дефинисати као привремено смањење способности мишића да генерише или одржи потребан ниво силе услед претходне или континуиране мишићне активности [72], [73]. Када радни задатак подразумева дуготрајно одржавање силе, понављајуће покрете или рад у неповољном положају тела, одржавање захтеваног нивоа мишићне активности временом постаје све захтевније, што се може испољити променама у способности генерисања силе и начину активације моторних јединица [74].

Са становишта ергономије, значај мишићног замора не огледа се само у тренутном смањењу радног капацитета. Промене у неуромишићној функцији могу довести до измене стратегије активирања мишића и начина генерисања силе [72], а током продуженог физичког рада могу бити праћене и променама у расподели мишићне активности и начину извођења покрета. Због тога мишићни замор представља важан показатељ физиолошког оптерећења, посебно код дуготрајних, понављајућих и статички захтевних активности [21].

Једна од најчешће коришћених метода за објективно праћење мишићне активности јесте електромиографија, којом се региструје електрична активност настала активацијом моторних јединица [75]. EMG сигнал представља суперпозицију акционих потенцијала активних моторних јединица, а његове карактеристике одражавају ниво мишићне активације и промене у неуромишићној активности које могу пратити развој локализованог мишићног замора [20], [75]. У зависности од начина регистровања, електромиографија може бити инвазивна, када се користе иглене или жичане електроде, или неинвазивна, када се електроде постављају на површину коже изнад посматраног мишића [75].

У ергономији, биомеханици и анализи индустријских задатака посебно је заступљена површинска EMG. Постављањем електрода на кожу изнад мишића од интереса омогућава се неинвазивно и континуално праћење мишићне активности током извођења реалних или симулираних радних задатака [76]. Оваква својства чине површинску EMG погодном за анализу мишићне активације и локализованог замора током природног покрета, уз минимално ометање начина извођења задатка [21].

Међутим, површински EMG сигнал осетљив је на бројне физиолошке, анатомске и техничке факторе. Положај и оријентација електрода у односу на мишићна влакна, дебљина поткожног ткива, међумишићно преслушавање сигнала (енгл. *cross-talk*), артефакти покрета, електрични шум и промене контакта између електроде и коже могу значајно утицати на карактеристике регистрованог сигнала [75], [76]. Из тог разлога, поуздана анализа подразумева одговарајућу припрему коже, стандардизовано постављање електрода, контролисан протокол аквизиције и адекватну претходну обраду сигнала [75], [77].

EMG сигнал може се анализирати у временском и фреквенцијском домену, при чему избор обележја зависи од циља анализе. У временском домену често се користе средња апсолутна вредност (MAV – енгл. *Mean Absolute Value*), ефективна вредност сигнала (RMS – енгл. *Root Mean Square*), интегрални EMG (iEMG – енгл. *Integrated EMG*), број пролазака кроз нулу (ZC – енгл. *Zero Crossing*), број промена знака нагиба (SSC – енгл. *Slope Sign Changes*), дужина таласног облика (WL – енгл. *Waveform Length*) и други параметри којима се квантитативно описују различите карактеристике EMG сигнала у временском домену [78], [79].

Нека x_i означава i-ти узорак EMG сигнала у временском прозору од N узорака. Средња апсолутна вредност представља просечну апсолутну амплитуду сигнала и одређује се као:

$$\mathrm{MAV} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}|x_i| \tag{2.1}$$

Ефективна вредност сигнала одговара квадратном корену средње вредности квадрата амплитуде и дефинише се изразом:

$$\mathrm{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}x_i^2} \tag{2.2}$$

Интегрални EMG представља суму апсолутних вредности амплитуде у посматраном временском прозору и може се записати као:

$$\mathrm{iEMG} = \sum_{i=1}^{N}|x_i| \tag{2.3}$$

За број пролаза кроз нулу и број промена знака нагиба уводи се праг ε ради смањења утицаја малих осцилација и шума на вредности ових параметара. Број пролаза кроз нулу представља број промена знака између узастопних узорака EMG сигнала које истовремено задовољавају задати амплитудни праг и дефинише се као:

$$\mathrm{ZC} = \sum_{i=1}^{N-1}\begin{cases}1, & x_i x_{i+1} < 0 \text{ и } |x_i - x_{i+1}| \geq \varepsilon,\\ 0, & \text{у супротном.}\end{cases} \tag{2.4}$$

Број промена знака нагиба представља број локалних промена смера нагиба сигнала које задовољавају задати праг и дефинише се као:

$$\mathrm{SSC} = \sum_{i=2}^{N-1}\begin{cases}1, & (x_i - x_{i-1})(x_i - x_{i+1}) \geq \varepsilon,\\ 0, & \text{у супротном.}\end{cases} \tag{2.5}$$

Дужина таласног облика представља кумулативну промену амплитуде између узастопних узорака и одређује се као:

$$\mathrm{WL} = \sum_{i=1}^{N-1}|x_{i+1} - x_i| \tag{2.6}$$

Ова обележја се, због релативно једноставног израчунавања, широко користе за описивање нивоа мишићне активности и разликовање образаца активације током различитих покрета.

Амплитудски параметри, као што су RMS и MAV, повезани су са укупним нивоом електричне активности мишића и могу служити као посредни показатељи интензитета мишићне активације [75]. Током замарајућих контракција може доћи до повећања амплитуде EMG сигнала услед промена у регрутовању и активацији моторних јединица [20]. Ипак, овај ефекат није специфичан искључиво за мишићни замор, будући да на амплитудске параметре утичу и ниво генерисане силе, положај тела, карактеристике мишића, геометрија електрода и услови извођења задатка [21], [75]. Због тога се амплитудски параметри не би требало самостално тумачити као недвосмислен показатељ замора.

За процену локализованог мишићног замора посебан значај имају фреквенцијски параметри EMG сигнала, међу којима су најчешће коришћени средња фреквенција (MNF – енгл. *Mean Frequency*) и медијанска фреквенција (MDF – енгл. *Median Frequency*) [20], [21].

Нека f_i означава i-ту дискретну фреквенцију спектра снаге, P_i одговарајућу снагу, а N укупан број разматраних фреквенцијских компоненти. MNF представља средњу

фреквенцијску вредност спектра снаге сигнала и израчунава се као количник збира производа сваке фреквенције и одговарајуће снаге и укупне снаге спектра, што се може изразити као:

$$\mathrm{MNF} = \frac{\sum_{i=1}^{N} f_i P_i}{\sum_{i=1}^{N} P_i} \tag{2.7}$$

MDF представља фреквенцију f_k која спектар снаге дели на два дела једнаке снаге. Ако k означава индекс фреквенцијске компоненте на којој кумулативна снага достиже половину укупне снаге спектра, MDF се у дискретном облику може одредити условом:

$$\mathrm{MDF} = f_k, \qquad \sum_{i=1}^{k} P_i = \frac{1}{2}\sum_{i=1}^{N} P_i \tag{2.8}$$

Њихова примена у анализи замора заснива се на физиолошким променама које настају током продужене мишићне контракције. Метаболичке промене у мишићу и смањење брзине провођења акционих потенцијала дуж мишићних влакана доводе до померања спектралног садржаја EMG сигнала ка нижим фреквенцијама [80]. Ова појава се у пракси најчешће испољава постепеним смањењем MNF и MDF вредности [21], [81].

Пад MNF и MDF представља једну од карактеристичних миоелектричних манифестација локализованог мишићног замора [20]. Експериментална испитивања показала су да се смањење спектралних параметара може регистровати током замарајућих контракција и у периоду у којем се захтевани механички учинак још увек одржава [81], што спектралну анализу чини погодном за праћење постепеног развоја замора. Поред директног праћења вредности ових параметара, могуће је анализирати и њихову промену током времена, укључујући нагиб линеарног тренда, као и комбиновати више временских и фреквенцијских обележја.

Код динамичких активности EMG сигнал је по својој природи нестационаран, па класична анализа у временском или фреквенцијском домену не мора увек у потпуности описати промене које се јављају током различитих фаза покрета. Због тога се примењују и временско-фреквенцијске методе, као што су краткотрајна Фуријеова трансформација (енгл. *Short-Time Fourier Transform*), континуална и дискретна вејвлет трансформација (енгл. *Wavelet Transform*) и вејвлет пакетна трансформација (енгл. *Wavelet Packet Transform*) [21]. Ове методе омогућавају истовремено праћење временске еволуције и фреквенцијског садржаја сигнала, што је посебно значајно код радних задатака који обухватају више различитих фаза покрета.

При интерпретацији добијених показатеља неопходан је одређени степен опреза. И амплитудски и фреквенцијски параметри зависе од нивоа контракције, карактеристика посматраног мишића, положаја електрода, динамике покрета и механичких услова извођења задатка [20], [21], [75]. Због тога се поузданија процена мишићног замора добија када се EMG параметри тумаче у контексту конкретног радног задатка и, када је то могуће, повезују са информацијама о положају тела, примењеној сили и трајању активности.

У ширем контексту ергономске процене, примена EMG сигнала омогућава да се анализа спољашњих карактеристика радног положаја допуни информацијама о физиолошком одговору оператера на физичко оптерећење. Док опсервационе методе, као што су RULA, REBA и OWAS, процењују ергономски ризик првенствено на основу положаја тела и карактеристика радног задатка, површинска EMG омогућава праћење мишићне активности и физиолошких промена које могу бити повезане са развојем локализованог мишићног замора. Комбиновање постуралних и физиолошких показатеља стога омогућава свеобухватнију процену физичког оптерећења оператера током извођења радног задатка.

2.5 Примена колаборативних робота за подршку човеку у индустријским радним задацима

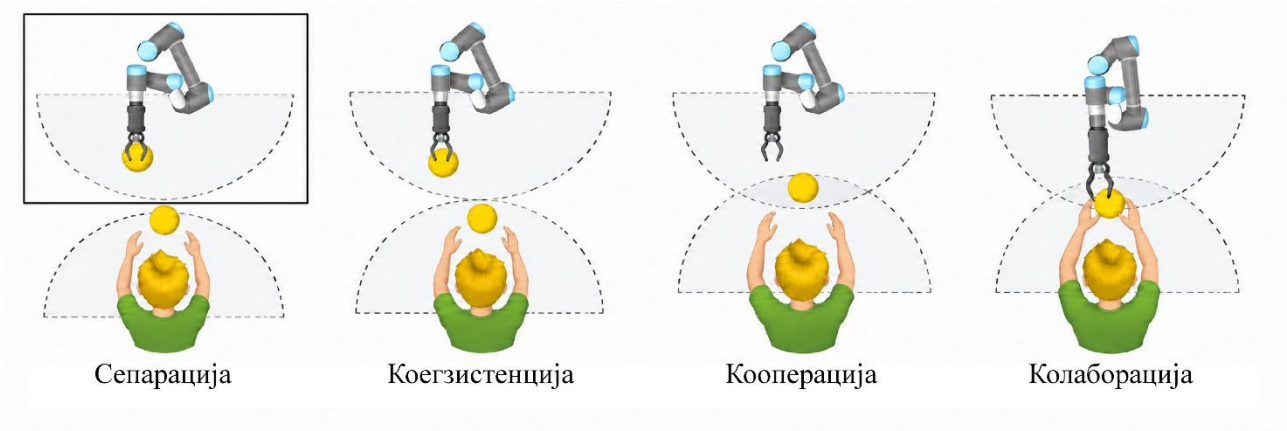
У овој дисертацији HRC се посматра пре свега кроз призму физичке интеракције човека и робота, односно кроз сценарије у којима човек и робот деле радни простор и у одређеним фазама задатка могу остварити непосредну или посредну физичку интеракцију. У таквим системима, поред перцепције и планирања кретања, посебан значај имају размена механичке енергије, силе интеракције и способност роботског система да своје понашање прилагоди присуству и деловању човека [82], [83].

Традиционални индустријски роботи пројектовани су пре свега са циљем постизања велике брзине, тачности, поновљивости и носивости, при чему се безбедност човека у класичним роботским ћелијама најчешће обезбеђује физичким и функционалним раздвајањем радног простора робота и радника [84], [85], [86]. У таквим системима робот најчешће ради у ограђеној ћелији, док приступ човека опасној зони захтева активирање одговарајућих заштитних функција или заустављање процеса. Овакав приступ и даље је неопходан у бројним производним процесима, нарочито када роботи раде великим брзинама, манипулишу тешким предметима или користе алате који уводе додатне опасности, као што су алати за сечење, заваривање или машинску обраду. Према важећем оквиру који чине ISO 10218-1:2025 и ISO 10218-2:2025, први део стандарда дефинише безбедносне захтеве за индустријски робот као делимично завршену машину, док други део обухвата пројектовање и интеграцију роботских апликација и ћелија, њихово пуштање у рад, употребу, одржавање и стављање ван употребе [85], [86].

За разлику од традиционалних роботских ћелија, роботи пројектовани за колаборативну употребу омогућавају реализацију апликација у којима човек и робот могу делити исти радни простор. Њихова конструкција, сензорска опремљеност и управљачке функције могу обухватити мерење сила и момената, детекцију контакта и колизије, ограничење брзине и силе, као и примену попустљивог управљања [82], [87]. Ипак, колаборативност не треба посматрати искључиво као својство самог робота, већ као својство целокупног роботског система и конкретне апликације, јер безбедност зависи и од задатка, алата на завршном уређају, предмета којим се манипулише, брзине кретања, конфигурације система и начина на који човек и робот деле радни простор [22], [86].

Безбедносне функције које омогућавају ближи рад човека и робота обухватају, између осталог, надгледање брзине и растојања између човека и робота (енгл. *Speed and Separation Monitoring*) и ограничење снаге и силе (енгл. *Power and Force Limiting*). Ови приступи омогућавају прилагођавање кретања робота положају човека и условима интеракције, уз истовремено очување дефинисаних безбедносних ограничења [22], [88].

У научној литератури степен заједничког рада човека и робота често се описује кроз више нивоа, који обухватају сепарацију, коегзистенцију, кооперацију и колаборацију. Оваква концептуална подела омогућава да се степен дељења радног простора и временска и физичка повезаност задатака човека и робота доведу у везу са захтевима за безбедност [83], [89]. На једном крају спектра налазе се системи са потпуном просторном раздвојеношћу човека и робота, док се са повећањем нивоа интеракције прелази ка заједничком радном простору, повезаним задацима и, коначно, истовременом раду човека и робота на заједничком предмету или задатку. Концептуални приказ наведених нивоа интеракције човека и робота, од сепарације до колаборације, дат је на Слици 2.3.



Слика 2.3: Нивои интеракције човека и робота.

За реализацију физичке интеракције човека и робота посебно су значајни појмови механичке импедансе, адмитансе, попустљивости и крутости. Импедансно управљање омогућава обликовање динамичког односа између кретања роботског система и сила које на њега делују, због чега представља једну од основних парадигми управљања роботима у контакту са окружењем [90], [91]. У физичкој интеракцији човека и робота променљива импеданса омогућава прилагођавање динамичког одговора робота сили коју примењује човек и захтевима конкретног задатка [92], док су брза детекција контакта и одговарајућа реакција на колизију додатни предуслови за ограничење последица непланираног физичког контакта [87].

Колаборативни роботски системи данас се примењују у широком спектру индустријских задатака, укључујући склапање [93], снабдевање производних машина сировинама и материјалом [94], палетизацију [95], контролу квалитета и инспекцију производа [96], [97], брушење [98], полирање и друге поступке завршне обраде површина [99], као и заваривање [100]. Примена сарадње човека и мобилних роботских система присутна је и у логистичким операцијама, нарочито при руковању материјалом у складиштима [101].

Посебан значај колаборативни роботи имају у задацима у којима је потребно комбиновати људску флексибилност и роботску прецизност. У монтажним процесима робот може преузети позиционирање и придржавање компоненти или друге физички захтевне и понављајуће активности, док човек задржава задатке који захтевају фину манипулацију, процену и прилагођавање променљивим условима [93]. У задацима полирања, брушења и других поступака површинске обраде роботска подршка може се користити за позиционирање предмета, одржавање одговарајућих услова интеракције и прилагођавање конфигурације извођења задатка [98], [99]. На тај начин могуће је искористити предности роботског система у погледу прецизности, поновљивости и физичке подршке, док човек задржава непосредну контролу над деловима процеса који захтевају већу флексибилност и способност прилагођавања.

Оваква расподела активности има посебан значај са становишта ергономије, јер се понашање робота, расподела задатака и конфигурација радног процеса могу прилагођавати тако да се смање физичко оптерећење и изложеност оператера неповољним радним положајима. Развијени су приступи у којима се процена ергономског ризика користи за динамичко прилагођавање расподеле задатака између човека и робота, при чему робот може преузети активности које су за човека ергономски неповољније [102]. Поред расподеле задатака, кретање робота и конфигурација извођења заједничког задатка могу се прилагођавати тако да се положај тела оператера усмери ка ергономски повољнијим конфигурацијама и тиме смањи физичко оптерећење током рада [23]. Овакви приступи указују да улога колаборативног робота не мора бити ограничена искључиво на извршавање дела производног задатка, већ робот може активно доприносити побољшању ергономских услова рада.

Упркос наведеним предностима, увођење колаборативних роботских система у индустријско окружење отвара низ техничких, организационих и ергономских изазова. Роботски систем мора обезбедити ниво безбедности који омогућава рад у непосредној близини човека, али истовремено задржати довољне перформансе да његова примена не доведе до неприхватљивог смањења продуктивности. Превише конзервативне безбедносне стратегије могу ограничити брзину кретања робота и довести до честих успоравања или заустављања система, док недовољно пажљиво пројектована интеракција може повећати ризик од судара и других непожељних контаката између човека и робота.

Полазећи од изложених проблема и метода, у наставку дисертације разматрани су различити аспекти анализе и унапређења безбедности и ергономичности индустријских радних места. Истраживања су усмерена на примену компјутерске визије, дубоког учења и сензорских система за објективну анализу безбедности и физичког оптерећења оператера. Посебно су разматрани положај и кретање тела, мишићна активност и силе које се јављају током извођења радних задатака, као међусобно комплементарни извори информација о безбедности и ергономским условима рада.

У наредним поглављима ови аспекти анализирани су кроз више карактеристичних индустријских сценарија. Најпре је разматрана аутоматска детекција небезбедних положаја и радњи применом компјутерске визије и дубоког учења, након чега је анализирано физичко оптерећење оператера при гурању и вучењу индустријских колица и његова повезаност са клиничко-психофизичким карактеристикама испитаника. Затим је, у оквиру задатка колаборативног полирања, анализирана повезаност постуре оператера и мишићног оптерећења током физичке HRC. Резултати ових истраживања представљају основу за унапређење постојећег концепта неуроергономске радне станице представљеног у завршном поглављу, у којем су развијени и интегрисани модули усмерени на побољшање физичке ергономије, укључујући процену постуре и ергономског ризика, детекцију мишићног замора и адаптивну подршку колаборативног робота у реалном времену.

3 Детекција небезбедних радњи у индустријском окружењу применом компјутерске визије и дубоког учења

У оквиру овог поглавља представљен је приступ за аутоматско препознавање небезбедних радњи током извођења индустријских задатака, заснован на методама компјутерске визије и дубоког учења. Предложен је систем који омогућава да се, на основу видео-записа оператера, аутоматски процени безбедност посматране позе коришћењем њене 3D репрезентације. Посебна пажња посвећена је развоју поступка који није ограничен на један производни процес нити зависи од ручно изабраних ергономских параметара специфичних за конкретан задатак. На тај начин, процена безбедности заснива се непосредно на 3D репрезентацији положаја и облика људског тела, чиме се поједностављују анотирање података, интерпретација резултата и примена система у различитим индустријским окружењима.

Приказана је конкретна примена предложеног приступа на три методолошки одабрана индустријска задатка различитог карактера: гурање и вучење ручних колица, дворучно бушење и колаборативно полирање. Избором ових задатака обухваћени су динамички задаци који ангажују цело тело, задаци са израженим оптерећењем горњих екстремитета и задаци физичке интеракције човека и колаборативног робота. Предложени систем је експериментално испитан на формираним скуповима безбедних и небезбедних поза, при чему је потврђена могућност њиховог поузданог разликовања у разматраним сценаријима.

3.1 Мотивација и преглед приступа за препознавање небезбедних радњи

Препознавање небезбедних радњи представља визуелни задатак. Реч је о добро проученој теми у области компјутерске визије, која се убрзано развијала са напретком дубоког учења [15]. У наставку је дат преглед истраживања у којима су технике компјутерске визије или сензорске технологије примењене за процену безбедности радног места или препознавање небезбедних радњи.

У анализи и оптимизацији ергономије колаборативних задатака примењен је оквир који процењује и минимизује моменте преоптерећења у зглобовима на основу динамичког модела целог тела, уз систем за снимање покрета (енгл. *motion capture*) и EMG мерења за процену мишићне активности [23]. За свеобухватнију идентификацију физичких фактора ризика, приступи засновани на моментима преоптерећења допуњени су компресивним силама као додатним показатељем, а затим и вишеиндексним праћењем кинематичких и динамичких величина, укључујући акумулирани замор зглобова [24], [103]. За детекцију небезбедних радњи при пењању уз мердевине предложени су приступи засновани на 3D скелетним репрезентацијама и анализи кретања: у једном случају 3D скелет се реконструише из видео-записа и небезбедне радње се детектују поређењем са шаблонима кретања, док се у другом примењују дубински подаци и класификација кретања за детекцију унапред дефинисаних небезбедних радњи [16], [104]. Развијени су и параметризовани приступи за детекцију небезбедног понашања у реалном времену, у којима се динамичко кретање поједностављује у статичке позе описане параметрима скелетног модела, а одлука о безбедности доноси се на основу дефинисаних вредности тих параметара [105], [106]. Безбедност задатка гурања и вучења ручних колица анализирана је применом ергономских параметара изведених из 3D поза тела реконструисаних VIBE алгоритмом из видео-записа, уз истовремена мерења сила IoT сензорима [107]. За детекцију и класификацију безбедних и небезбедних радњи при пењању уз мердевине из конвенционалних видео-записа развијен је хибридни модел који интегрише CNN и мрежу са дугом краткорочном меморијом (LSTM – енгл. *Long Short-Term Memory)* [14]. У литератури је дат и свеобухватан преглед примене компјутерске визије за праћење безбедности и здравља на градилиштима, при чему су постојећи приступи груписани у детекцију објеката, праћење објеката и препознавање радњи [10]. За праћење и аутоматску процену активности радника при уградњи арматуре предложен је унапређени троструки CNN модел који интегрише RGB податке, оптички ток и ток слика у нијансама сиве [17]. За детекцију радника који не користе заштитни појас при раду на висини развијен је поступак

који комбинује Faster R-CNN за детекцију радника и дубоку CNN за детекцију заштитног појаса [108]. За препознавање радњи монтажних радника у реалном времену предложен је индивидуализовани систем заснован на CNN класификаторима и пондерисаном просеку одабраних класификатора (WASC – енгл. *Weighted Average of Selected Classifiers*), који користи податке људског скелета и временске односе између радњи за исправљање погрешних класификација [109]. За класификацију поза на радном месту и процену ергономског ризика у главним сегментима тела развијен је SPECTRE (енгл. *Sensor-independent Parallel dEep ConvoluTional leaRning nEtwork*), сензорски независан модел заснован на паралелним CNN архитектурама [110].

Као алтернатива компјутерској визији, развијени су приступи за препознавање људских активности на основу сензорских података. Један од приступа за класификацију људских активности у унапред дефинисане класе заснива се на примени наивног Бајесовог класификатора са пенализацијом и сензорских података добијених применом технологије радиофреквентне идентификације (RFID – енгл. *Radio-Frequency Identification*) [111]. За препознавање активности и идентификацију активности које не стварају додату вредност, односно представљају губитке у производном процесу, примењена је LSTM мрежа над сензорским подацима прикупљеним паметним телефоном. У оквиру евалуације разматране су активности ходања, седења, стајања и џогирања, при чему је пријављена тачност класификације већа од 98% [112]. За препознавање људских активности из мултимодалних носивих сензора предложен је DeepConvLSTM оквир, заснован на конволуционим и LSTM рекурентним јединицама, који омогућава аутоматско издвајање обележја, моделовање временске динамике и фузију више сензорских модалитета [113].

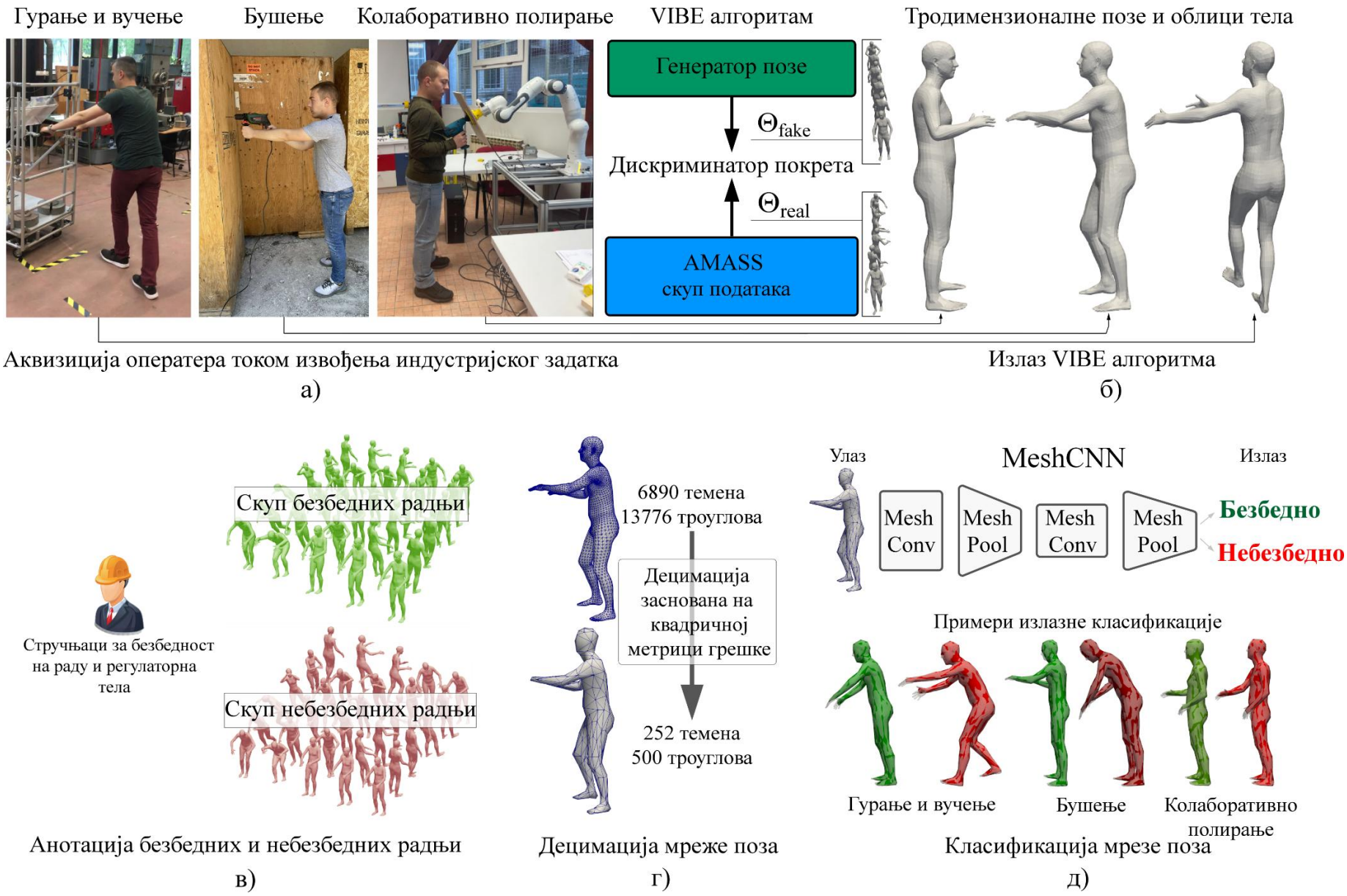
Небезбедне радње могу имати веома различите облике и зависити од природе конкретног задатка или окружења. Иако постоје препоруке које обухватају минималне безбедносне и здравствене захтеве за радно место (89/654/EEC [114]), ручно руковање тешким теретима (90/269/EEC [115]), ручно гурање и вучење (ISO 11228-2:2007 (са амандманом Amd 1:2022) [116]) и колаборативне роботе (ISO/TS 15066:2016 [22]), ове директиве и стандарди сувише су широко дефинисани да би непосредно обухватили високо специфична радна места. Њихова основна сврха стога је да помогну стручњацима при оптимизацији радних места, док се праћење небезбедних радњи у пракси и даље у великој мери ослања на субјективну процену супервизора на терену.

Индустријска примена поступака из прегледане литературе и даље је ограничена, јер они најчешће представљају емпиријске моделе развијене у лабораторијским условима, који се разликују од производних хала. У многим истраживањима за процену позе и облика тела коришћени су Kinect [104], [109] или системи за снимање покрета [23]. Иако такви системи обезбеђују прецизније резултате у лабораторијским условима, њихова цена и сложеност ограничавају примену у великим индустријским халама. Иако сензорски системи за препознавање људских активности могу успешно класификовати активности [111], они не могу увек да уоче суптилне разлике, па не могу поуздано да утврде да ли се задатак изводи правилно. Додатно ограничење постојећих поступака представља често ослањање на 2D процену позе, која је осетљива на заклањање делова тела и немогућност обезбеђивања оптималног угла снимања. Поред тога, параметре тела изведене из 2D [16] или 3D [104] поза корисници који нису експерти могу тешко тумачити у индустријској пракси.

Предложени приступ унапређује савремене методе на два начина: 1) користи видео-записе произвољних небезбедних радњи, снимљене конвенционалним уређајима, укључујући паметне телефоне, и 2) као улазне и излазне репрезентације користи реалистичне 3D облике тела, чиме анализа и тумачење безбедности позе постају интуитивнији ширем кругу корисника. Метод је валидиран на више методолошки одабраних индустријских задатака. За све разматране задатке претпостављено је да је једна IP камера довољна да обухвати кретање оператера.

3.2 Експериментална поставка и протокол прикупљања података

Ради приказа општости предложеног приступа, одабрана су три индустријска задатка који обухватају цело тело или специфичне делове тела и различиту динамику интеракције: 1) гурање и вучење (P&P – енгл. *Pushing and Pulling*) ручних колица, 2) дворучно бушење и 3) полирање са колаборативним роботом. Разноврсни задаци изабрани су како би се обухватили безбедносни изазови различитих индустрија, будући да радна места могу бити статичка или динамичка, као и колаборативна или мануелна. Експерименти су осмишљени тако да репродукују индустријске сценарије описане у литератури и обухватили су пет здравих мушкараца (старост: 29,7 ± 4,7 година; телесна маса: 80,1 ± 10,2 kg; висина: 1,77 ± 0,1 m), без претходног искуства рада у индустрији и без здравствених стања повезаних са WMSD или повредама на раду. Сваки задатак изведен је у контролисаним условима и поновљен више пута, при чему је свако понављање трајало од 2 до 5 минута. Експерименте су водили стручњаци за безбедност и ергономију, обезбеђујући да прикупљене видео-секвенце садрже и безбедне и небезбедне радње и положаје тела. Први задатак, гурање и вучење ручних колица масе 100 kg (Слика 3.1а), изведен је помоћу наменски развијених експерименталних колица [107]. Други задатак, дворучно бушење у стојећем положају (Слика 3.1а), изведен је у вертикалној равни помоћу електричног алата. Трећи задатак, колаборативно полирање (Слика 3.1а), изведен је уз подршку робота Franka Emika Panda, управљаног у импеданс ном моду, при чему је крутост завршног уређаја подешена на 1500 N/m у свим транслационим осама и 100 Nm/rad у свим ротационим осама [117]. Експерименти су снимљени помоћу IP камера DAHUA IPC-HFW2831TP-ZS 8 MP WDR IR Bullet и DAHUA PFS3010-8ET-96 осмопортног Fast Ethernet PoE (енгл. *Power over Ethernet*) свича. Рачунар је био опремљен процесором Intel Core i3-8100 радног такта 3,6 GHz и кеш меморијом од 6 MB. Из прикупљених видео-записа издвојене су 3D позе оператера применом алгоритама описаних у следећем потпоглављу (Слика 3.1б). Посматрањем добијених 3D мрежа и видео-записа, стручњаци за безбедност одабрали су по 500 безбедних и 500 небезбедних поза за сваки задатак (Слика 3.1в). Ови скупови података коришћени су за обучавање класификатора полигоналних мрежа (Слика 3.1д).



Слика 3.1: Разматрани индустријски задаци и преглед предложеног поступка.

3.3 Методологија детекције небезбедних радњи

Предложени поступак за препознавање небезбедних радњи приказан је на Слици 3.1. Његове кључне компоненте су: 1) креирање и анотација базе података, односно укључивање доменског знања стручњака неопходног за препознавање небезбедних радњи на конкретном радном месту (Слика 3.1а и Слика 3.1в); 2) реконструкција 3D људске позе (Слика 3.1б); 3) децимација полигоналне мреже (Слика 3.1г); и 4) класификација полигоналне мреже (Слика 3.1д). Прва два корака међусобно су повезана и ослањају се на модул дубоког учења за реконструкцију облика људског тела из монокуларних видео-записа.

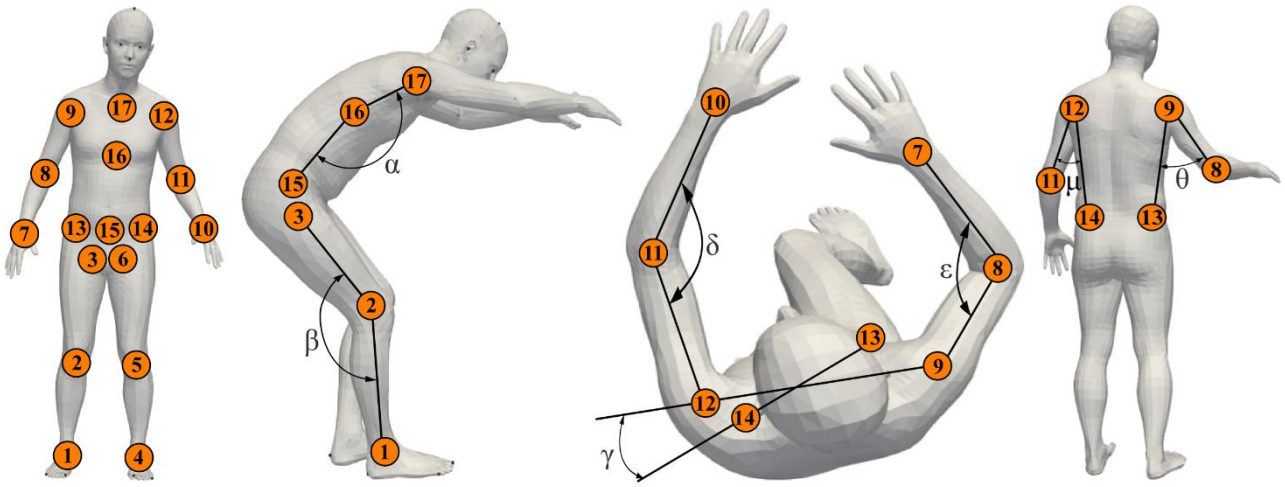
Архитектура VIBE користи се за решавање проблема реконструкције 3D позе [19]. Тродимензионалне позе представљене су параметарским површинским моделом људског тела SMPL, који садржи 6890 темена [37]. На тај начин, поред 3D референтних тачака, добијени су и облици тела који садрже анатомске информације, чиме је олакшана анотација података од стране стручњака. Ради поређења са савременим приступом, из реконструисаних 3D референтних тачака израчунат је и низ параметара коришћених као ергономски показатељи (Слика 3.2) [107].

Анотација података спроведена је уз учешће три стручњака за безбедност на раду и ергономију, чији је задатак био да реконструисане облике тела класификују у скупове „безбедних" и „небезбедних" поза (Слика 3.1в). Будући да је процена безбедности у одређеној мери субјективна, стручњаци су одлуке доносили консензусом, чиме је смањен утицај индивидуалних разлика у процени. Разматрањем снимљених видео-записа, добијених 3D облика и одговарајућих параметара позе тела, формирани су скупови података са по 500 безбедних и 500 небезбедних радњи за сваки од разматраних задатака.

Ради повећања ефикасности система, троугласта мрежа људског тела поједностављена је применом децимације засноване на квадричној метрици грешке (енгл. *Quadric Error Metric Decimation*) [118]. Овај алгоритам итеративно замењује два темена једним, применом оператора спајања пара, услед чега долази до дегенерације суседних страна. Почетни излаз VIBE алгоритма, односно SMPL мрежа, садржао је 20666 ивица, 13776 страна и 6890 темена, док је након децимације број ивица смањен на приближно 750 (Слика 3.1г). Поједностављене мреже коришћене су као улаз у следећу фазу поступка, класификатор мреже позе.

За разлику од раније предложених метода за класификацију небезбедних радњи на основу слика и видео-записа [108], [119], испитана је могућност коришћења унутрашњих информација садржаних у 3D мрежама тела. Иако су CNN ефикасне у решавању проблема представљених правилним структурама, као што су слике, видео-записи и воксели, проширење ове парадигме на неправилне структуре, какве су троугласте мреже, представља сложен проблем. Децимиране SMPL мреже класификоване су применом MeshCNN модула (Слика 3.1д), који садржи прилагођене операције конволуције и сажимања пројектоване за рад са ивицама 3D мреже [120]. Узимајући у обзир геодезијске везе унутар мреже, конволуционе операције обрађују ивице, док слојеви сажимања очувавају топологију површине колапсом ивица. Кроз узастопне операције конволуције и сажимања, важеће повезаности мреже итеративно се формирају тако што модел учи да одбаци и колабира редундантна обележја, уз очување оних која су значајна.

Током обучавања, сваки скуп података насумично је подељен на скуп за обучавање (70%), валидациони скуп (15%) и тест скуп (15%). Обучавање је изведено применом Adam оптимизационог алгоритма [121]. Стопа учења износила је 0,0002, а параметар групне нормализације био је g = 20. Увећање података спроведено је са 5% обртања ивица и 15% померања темена.



Слика 3.2: SMPL модели и разматрани ергономски параметри.

3.4 Резултати и анализа перформанси

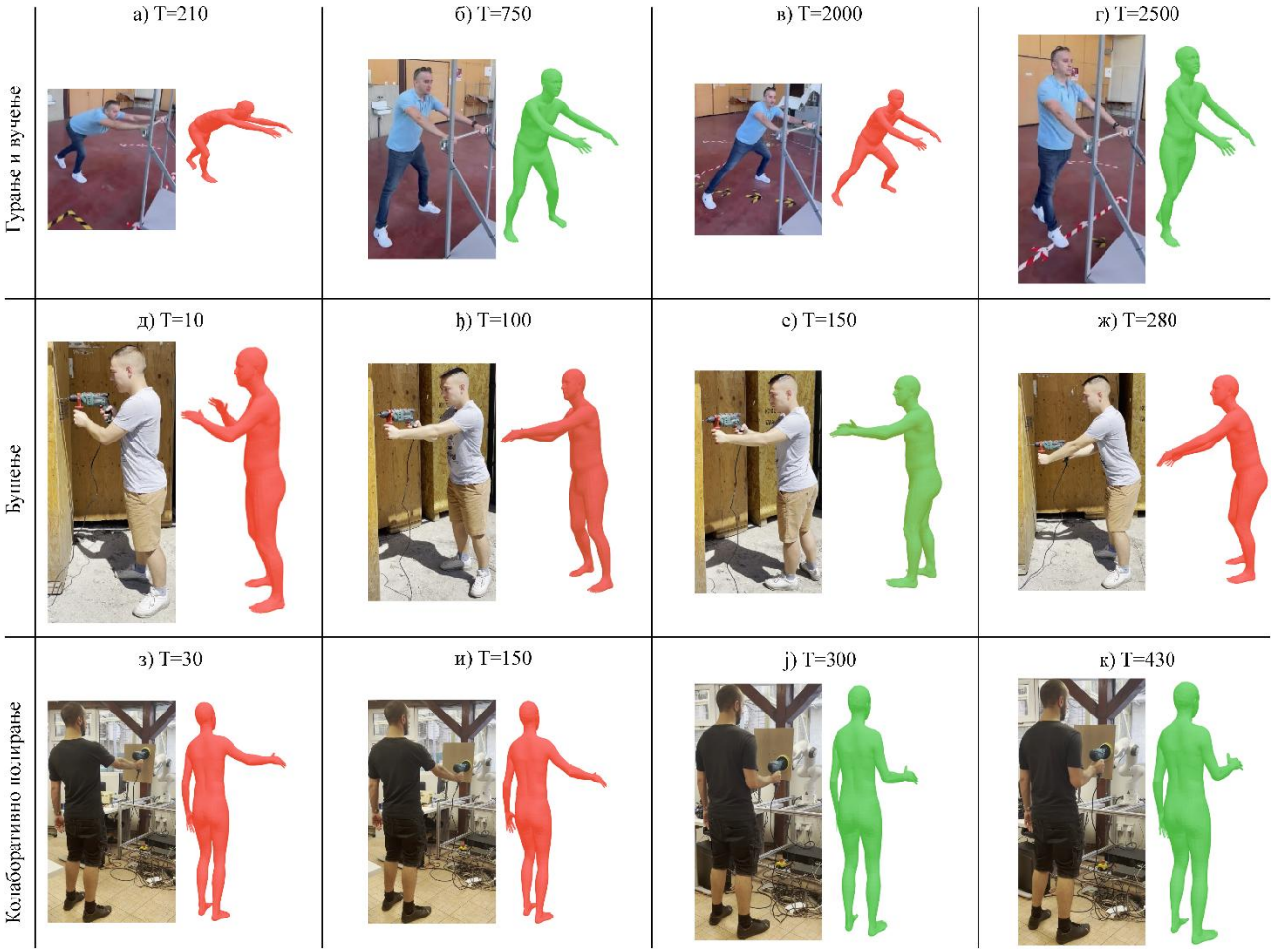
Експерименти су реализовани у програмском језику Python 3.7.4, уз библиотеке PyTorch 1.6.0 и Torchvision 0.7.0 и CUDA 10.1 окружење за графичке процесоре. Израчунавања су изведена на радној станици са процесором AMD Threadripper 3970X (32 језгра, 3,79 GHz), 128 GB радне меморије и две Titan RTX графичке јединице са по 24 GB меморије, повезане NVLink интерфејсом.

Предложени метод оцењен је применом следећих метрика за евалуацију бинарне класификације (Табела 3.1): тачности (ACC – енгл. *Accuracy*), која представља удео свих исправно класификованих примера; осетљивости, односно стопе тачно препознатих позитивних примера (TPR – енгл. *True Positive Rate*), која представља удео позитивних примера исправно класификованих као позитивни; специфичности, односно стопе тачно препознатих негативних примера (TNR – енгл. *True Negative Rate*), која представља удео негативних примера исправно класификованих као негативни; прецизности, односно позитивне предиктивне вредности (PPV – енгл. *Positive Predictive Value*), која представља удео исправно класификованих позитивних примера међу свим примерима које је модел класификовао као позитивне; негативне предиктивне вредности (NPV – енгл. *Negative Predictive Value*), која представља удео исправно класификованих негативних примера међу свим примерима које је модел класификовао као негативне; и F1 скора, који представља хармонијску средину прецизности (PPV) и осетљивости (TPR). За разматрани проблем усвојено је да небезбедне радње припадају класи 1, односно позитивној класи, док безбедне радње припадају класи 0, односно негативној класи.

Табела 3.1: Перформансе препознавања безбедних и небезбедних радњи у различитим индустријским задацима.

Метрика	Гурање и вучење ручних колица	Дворучно бушење	Колаборативно полирање
ACC	84,67%	92,00%	98,00%
TPR	89,33%	93,33%	98,67%
TNR	80,00%	90,67%	97,33%
PPV	81,71%	90,91%	97,37%
NPV	88,24%	93,15%	98,65%
F1	85,35%	92,11%	98,01%

Ради поређења са савременим приступима, из реконструисаних 3D поза коришћене су референтне тачке за израчунавање низа ергономских параметара. За сваки задатак израчунати су различити параметри, који су приказани на Слици 3.2: 1) угао кичме (15, 16, 17) (α); 2) угао десног колена (1, 2, 3) (β); 3) угао торзије између рамена и кукова (13, 14, 12, 9) (γ); 4) угао левог лакта (10, 11, 12) (δ); 5) угао десног лакта (7, 8, 9) (ε); 6) угао између леве надлактице и трупа (11, 12, 14) (μ); и 7) угао између десне надлактице и трупа (13, 9, 8) (θ). Слика 3.3 приказује излазе предложеног поступка, SMPL мреже означене зеленом бојом за безбедне и црвеном бојом за небезбедне радње, заједно са одговарајућим улазним подацима, при чему T означава број кадра. Слике 3.4–3.6 приказују временске серије ергономских параметара издвојених из делова видео-секвенци за гурање и вучење, дворучно бушење и колаборативно полирање. На овим сликама x-оса представља број кадра, а y-оса угао у степенима; зелене и црвене вертикалне линије означавају тренутке безбедних и небезбедних радњи и непосредно одговарају SMPL мрежама приказаним на Слици 3.3.



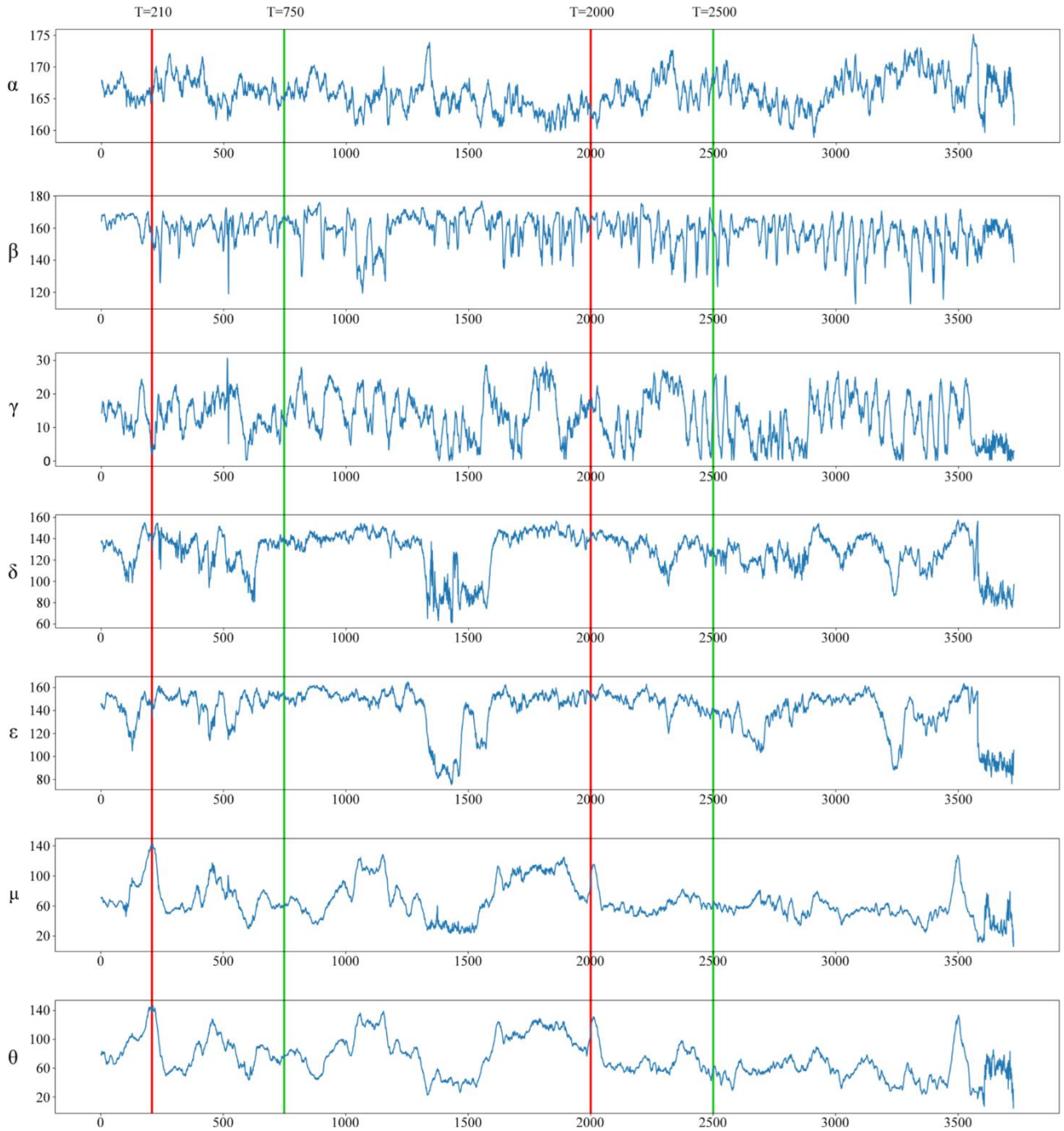
Слика 3.3: Примери улазних података и одговарајућих излаза предложеног поступка за три разматрана индустријска задатка: (б, г, е, ј, к) безбедно – зелено; (а, в, д, ђ, ж, з, и) небезбедно – црвено.

3.5 Дискусија

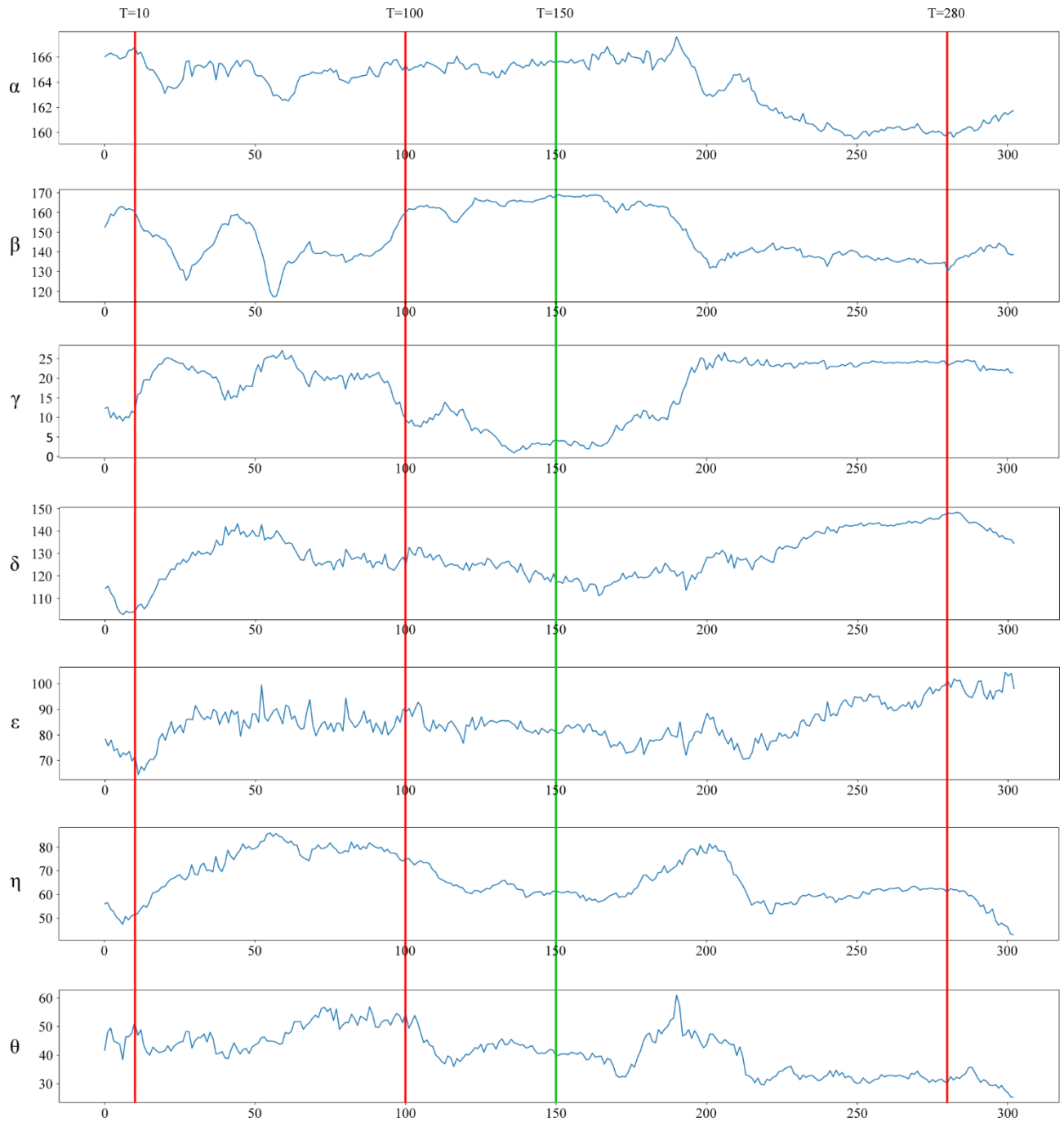
Метрике перформанси предложеног метода приказане су у Табели 3.1. У разматраним експериментима ниже перформансе забележене су код задатака са већим степеном кретања. Најдинамичнији задатак, гурање и вучење ручних колица, имао је најниже вредности ACC, TPR, TNR, PPV, NPV и F1 скора, док је најстатичнији задатак, колаборативно полирање, имао највише вредности. Ово указује да је поступак погоднији у ситуацијама у којима је једна IP камера довољна да обухвати кретање оператера и радно место и у којима је број покрета неопходних за извршење задатка ограничен. Међу разматраним метрикама, осетљивост је имала највећу вредност, што је повољно са становишта примарног циља — исправног препознавања небезбедних радњи.

Имајући у виду велику разноврсност индустријских задатака и недоступност одговарајућих јавних скупова података разматраних у литератури, непосредно поређење метрика перформанси различитих истраживања није било могуће. Ипак, предложени поступак остварио је високе вредности метрика перформанси на сва три разматрана индустријска задатка. Упоредни преглед литературе у којој су технике компјутерске визије или сензорске технологије коришћене за процену безбедности радног места или препознавање небезбедних радњи приказан је у Табели 3.2. У погледу уређаја за аквизицију, само се мали број радова ослањао на конвенционалне монокуларне камере [14], [17], [107], [108]. У поређењу са радом усмереним на анализу задатка гурања и вучења [107], предложени поступак заснива се на класификацији полигоналне мреже, уместо на традиционалној анализи параметара тела издвојених из 3D људских поза.

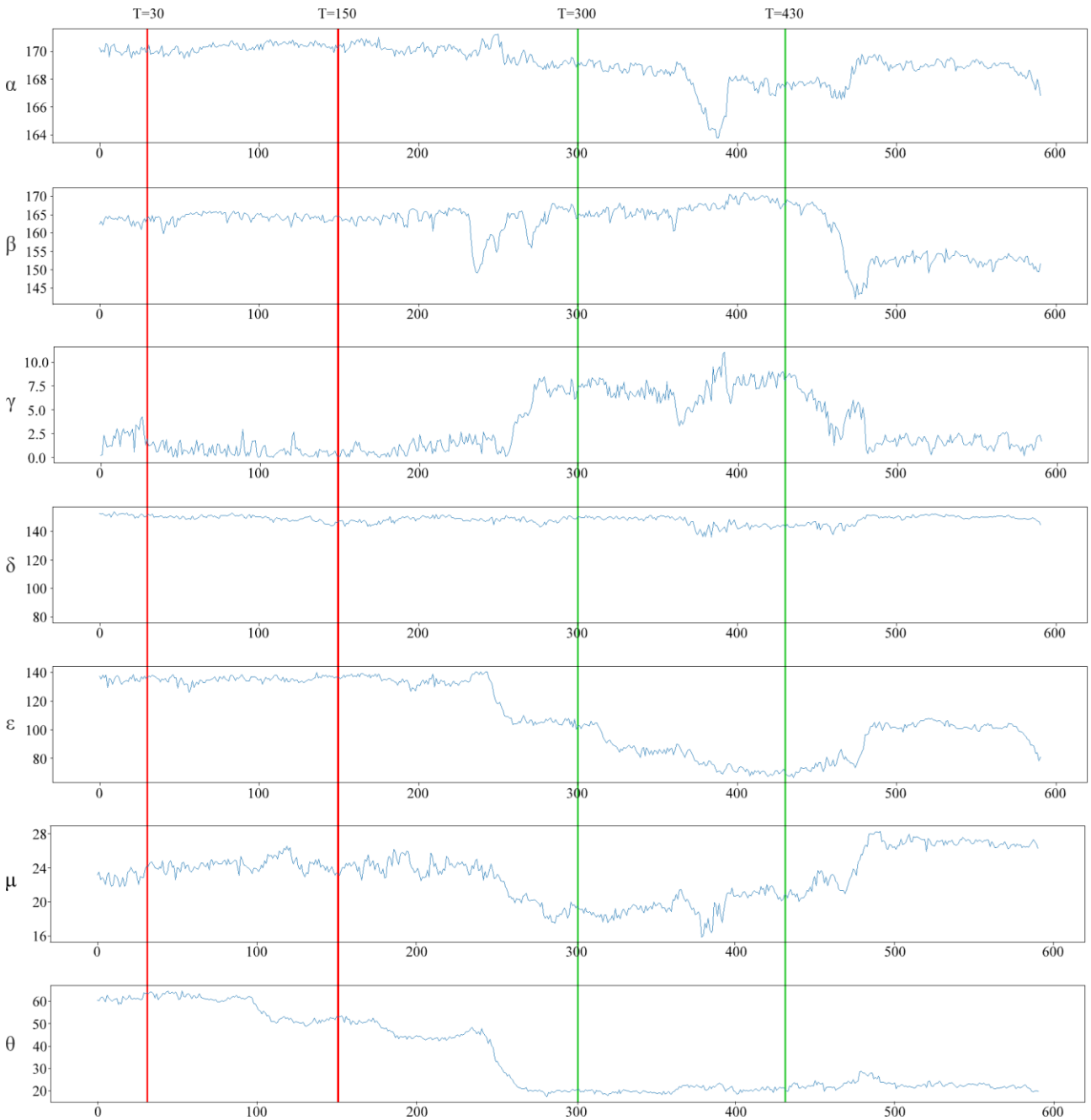
Слике 3.4–3.6 илуструју ограничења постојеће праксе која се ослања на процену различитих параметара издвојених из 2D или 3D поза тела – издвојен је велики број ергономских параметара који се могу користити за процену ергономије различитих задатака. Међутим, показало се да је њихово тумачење веома сложено. Чак ни стручњаку није интуитивно да одреди да ли је конкретан положај небезбедан када је истовремено потребно разматрати више параметара. Насупрот томе, закључивање о томе да ли је радња безбедна или небезбедна на основу 3D модела људског тела знатно је интуитивније, као што је приказано на Слици 3.3.



Слика 3.4: Ергономски параметри за задатак гурања и вучења и одговарајуће радње, безбедне (зелено) и небезбедне (црвено), за примере излаза приказане на Слици 3.3.



Слика 3.5: Ергономски параметри за задатак бушења и одговарајуће радње, безбедне (зелено) и небезбедне (црвено), за примере излаза приказане на Слици 3.3.



Слика 3.6: Ергономски параметри за задатак колаборативног полирања и одговарајуће радње, безбедне (зелено) и небезбедне (црвено), за примере излаза приказане на Слици 3.3.

Табела 3.2: Упоредни преглед сродних истраживања.

Студија	Индустрија / задатак / окружење	Метода	Циљ	Аквизиција података	Пренос на други задатак захтева доменску експертизу
[23]	Производња / колаборативни задатак са ручним електричним алатом / лабораторија	Модел целог људског тела са додатним сензорским мерењима	Анализа преоптерећујућих момената и мишићне активности; унапређење ергономије	Xsens MVN BIOMECH Suit, Trigno EMG, Kistler плоча силе	Да
[24]	Производња / колаборативни задатак са ручним електричним алатом / лабораторија	Модел целог људског тела са додатним сензорским мерењима	Анализа компресивних сила; унапређење ергономије	Xsens MVN BIOMECH Suit, Trigno EMG, Kistler плоча силе	Да
[103]	Производња / колаборативни задатак са ручним електричним алатом / лабораторија	Израчунавање ергономских индекса применом модела целог људског тела	Праћење кинематичких и динамичких величина људског тела	Xsens MVN BIOMECH Suit, Trigno EMG, Kistler плоча силе	Да
[107]	Складиште / гурање и вучење / лабораторија	Процена позе дубоким учењем; анализа параметара кретања изведених из 3D позе	Анализа активности гурања и вучења	Монокуларне камере	Да
[16]	Н/П / пењање уз мердевине / индустријско окружење	3D модел реконструисан из 2D скелета; препознавање шаблона кретања	Детекција небезбедних радњи	Стерео систем камера (више камера, 3D камкордер)	Да
[104]	Н/П / пењање уз мердевине / лабораторија	Препознавање шаблона кретања	Детекција небезбедних радњи	Kinect и iPi Soft Motion Capture	Да
[105]	Н/П / пењање уз мердевине / лабораторија	Математички модел људског скелета; параметри углова зглобова	Идентификација небезбедног понашања	Kinect	Да
[106]	Н/П / пењање уз мердевине / лабораторија	Математички модел људског скелета; параметри углова зглобова	Идентификација небезбедних радњи	Kinect	Да
[14]	Н/П / пењање уз мердевине / лабораторија	CNN и LSTM	Детекција небезбедних радњи	Видео-камера	Да
[10]	Грађевинарство / руковање алатом и опремом / градилиште	Детекција објеката, праћење објеката и препознавање радњи	Праћење безбедности и здравља	Надзорне, преносне и стерео камере, flash LADAR, RGB-D сензор	Да

Студија	Индустрија / задатак / окружење	Метода	Циљ	Аквизиција података	Пренос на други задатак захтева доменску експертизу
[17]	Грађевинарство / савијање челика, транспорт и ходање / градилиште	CNN	Процена активности	Монокуларне камере	Да
[108]	Грађевинарство / грађевински радови / градилиште	Faster R-CNN и CNN	Детекција радника и безбедносних појасева	Монокуларне камере	Да
[109]	Производња / монтажни задатак / лабораторија	CNN и WASC	Препознавање радњи	Kinect	Да
[111]	Н/П	Бајесов класификатор	Препознавање људских активности	RFID сензори	Да
[112]	Н/П	LSTM	Препознавање људских активности	Сензорски подаци са паметног телефона	Да
[113]	Н/П	DeepConvLSTM	Препознавање људских активности	Троосни акцелерометри и инерцијалне мерне јединице	Да

Приступи зависни од телесних параметара најчешће користе моделе човека и разматрају углове зглобова као параметре за детекцију небезбедних радњи [105], [106]. Слично томе, предложена је процена безбедности заснована на сложеном моделу човека добијеном из система за снимање покрета, уз укључивање података са носивих сензора [23]. Иако системи за снимање покрета, у поређењу са CCTV (енгл. *Closed-Circuit Television*) камерама, обезбеђују прецизније резултате у лабораторијским условима, њихова цена и сложеност ограничавају применљивост у конвенционалним индустријским окружењима. Уопштено посматрано, претходна истраживања визуелно заснованог препознавања небезбедних радњи била су ограничена на специфичне и унапред дефинисане радње [16], [104]. Иако постоје прегледи примене компјутерске визије за праћење безбедности и здравља на градилиштима [10], разлике у начину извођења задатака и њихов утицај на изведене ергономске параметре нису били разматрани. Раније су CNN коришћене за интеграцију RGB података, оптичког тока и тока сивих вредности ради аутоматске процене активности радника на градилиштима, као што су ходање, транспорт и савијање челика, при чему је постигнута просечна тачност од 85% [17]. Слично томе, предложена је комбинација CNN и LSTM за класификацију безбедних и небезбедних радњи при пењању уз мердевине на основу сликовних обележја, при чему је постигнута тачност од приближно 92% [14].

У пракси је познато да закључци донети визуелним посматрањем слика сложених 3D облика, укључујући људска тела, могу бити подложни пристрасности. То је један од главних разлога због којих су претходно предложени поступци често разматрали раднике из профилног угла, у којем се 2D кључне тачке људског тела могу прецизније реконструисати и пратити. Ово техничко ограничење алгоритама за 2D процену позе повећава сложеност избора оптималног угла камере и избегавања заклањања делова тела.

Добијени резултати потврдили су полазну претпоставку да непосредно разматрање 3D поза тела може ублажити наведена ограничења и убрзати развој решења опште намене за процену безбедности радног места. Иако су CNN показале високу ефикасност у решавању проблема представљених правилним структурама, као што су слике, проширење ове парадигме на неправилне структуре, какве су 3D полигоналне мреже, представља сложен истраживачки проблем. У поређењу са једноставнијом анализом [122] и класификацијом [123] облака тачака, полигоналне мреже, иако сложеније, обезбеђују ефикаснију и хијерархијску репрезентацију 3D облика тела. Оне експлицитно описују површину и топологију облика тела и обухватају запреминске параметре и конституцију тела, који могу бити корисни за персонализацију процене безбедности. Поред тога, начин представљања геометрије у MeshCNN моделу обезбеђује инваријантност на трансформације сличности, тако да ротација, транслација и изотропно скалирање улазне полигоналне мреже не утичу на њену класификацију. То представља значајну предност у односу на конвенционалне дубоке CNN, јер једна полигонална мрежа садржи информације еквивалентне већем броју улазних слика снимљених из различитих углова.

При примени поступка развијеног за процену безбедности једног задатка на друге индустријске задатке, један од главних изазова представља субјективност при означавању података и процени ризика, услед које се оцене могу разликовати како код поновљених процена истог оцењивача, тако и између различитих оцењивача. Предложени поступак ублажава ово ограничење јер се заснива на непосредној анализи 3D облика тела, чиме се омогућавају интуитивнија анотација података, анализа и тумачење резултата. Иако је релативно једноставно израчунати велики број ергономских параметара из 2D или 3D облика тела, истовремено праћење и тумачење одговарајућих временских серија тешко је чак и стручњацима за ергономију, као што показују Слике 3.4–3.6. Још значајније, избор и анализа параметара у великој мери зависе од задатка: параметри релевантни за један задатак могу бити нерелевантни за други, што објашњава ограничену индустријску примену таквих поступака.

Иако су међународне организације предложиле индустријске и ергономске стандарде ради олакшавања анализе и оптимизације ергономије радног места, ограничена могућност

континуираног праћења и благовременог откривања небезбедних радњи представља значајно ограничење у њиховој превенцији. Поред тога, због великог броја и варијабилности радних места у индустрији, многи случајеви нису прецизно обухваћени стандардима, па је супервизорима на терену препуштено да процењују небезбедне радње. Сходно томе, постоји практична потреба за компјутеризованим алатом који практичарима омогућава да интуитивно прикупљају, визуелно дефинишу и класификују безбедне и небезбедне радње за конкретне задатке.

Са методолошког становишта, предложени метод омогућава непосредно извођење модела из колекције видео-записа безбедног и небезбедног извођења задатка. У индустријским окружењима у којима постоји видео-надзор, такви записи могу се добити из постојећих система надзора, а погодна је и употреба конвенционалне камере паметног телефона. Резултати добијени на три различита индустријска задатка указују на општу применљивост предложеног поступка у разматраним условима. За разлику од раније објављених метода које зависе од параметара изведених из процене позе [105], [106], предложени поступак дубоког учења имплицитно разматра ергономске параметре садржане у облику тела.

Предложени поступак смањује ослањање на стручњаке за безбедност и ергономију приликом креирања или подешавања компјутеризованих процедура за аутоматску детекцију небезбедних радњи. Употреба 3D репрезентација додатно повећава применљивост поступка и чини га погодним за широк спектар примена у различитим индустријама. Могућност проширења примене ових репрезентација на друге области додатно истиче флексибилност и скалабилност предложеног метода. На тај начин стручњаци могу ефикасније решавати безбедносне проблеме и препознавати небезбедне радње у различитим реалним ситуацијама, уз потенцијал да се примена прошири изван тренутно разматраног домена.

На крају је потребно указати на главна ограничења овог приступа, која истовремено представљају правце будућег рада. Будући да два модула предложеног поступка представљају независне архитектуре дубоког учења које извршавају различите задатке, размена података и редундантна израчунавања успоравају извршавање. Имајући у виду напредак у области 3D процене људске позе из видео-записа, брзина модула за процену позе могла би се унапредити разматрањем алтернатива VIBE алгоритму, који тренутно представља уско грло за примене у реалном времену. Додатно унапређење односи се на укључивање временских информација у процес одлучивања, на пример применом LSTM модула, чиме би се безбедне и небезбедне радње могле разматрати као проблем класификације радњи, а не само класификације поза. У том смислу, важно је упоредити такве приступе са моделима дубоког учења који класификацију радњи изводе непосредно из видео-записа, као што је 3D ResNet.

Реално је очекивати да ће примена оваквих решења најпре бити остварена на статичким радним местима. За обухватање динамичких радних места поступак би морао да укључи и праћење оператера, што отвара додатна питања, као што су приватност радника и њихова идентификација у производним погонима. Кључни предуслов за даљи напредак представља развој одговарајућег јавног скупа података, који би омогућио објективну евалуацију развијених поступака и њихово даље унапређење у оквиру научне заједнице.

4 Мултимодална анализа безбедности и ергономичности у задатку гурања и вучења индустријских ручних колица

У оквиру овог поглавља представљена је мултимодална анализа безбедности и ергономичности при извођењу задатка P&P индустријских ручних колица. Овакав задатак представља једну од најчешћих мануелних активности у производним, складишним и транспортним системима и повезан је са повећаним ризиком од настанка WMSD-а. Посебна пажња посвећена је испитивању утицаја психолошког статуса, присуства болних синдрома и покретљивости кичме на начин извођења задатка и ниво физичког оптерећења оператера.

Представљена је експериментална поставка заснована на интеграцији IP камера, сензора силе и EMG сензора, којом је омогућено синхронизовано снимање кретања оператера, мерење сила које оператер остварује приликом руковања колицима и праћење активности релевантних мишићних група. Поред параметара добијених мерењем сила и мишићне активности, спроведене су психолошка и физичка процена испитаника, које су обухватиле показатеље стреса, анксиозности, депресије и апатије, присуство болних синдрома горњих екстремитета и покретљивост кичме. На основу добијених резултата упоређени су обрасци извођења истог радног задатка код испитаника различитог психофизичког и здравственог статуса.

Показано је да се начин извођења задатка, ниво уложеног напора и обрасци мишићне активације разликују у зависности од психолошког статуса, присуства болних синдрома и ограничења покретљивости кичме. Иако сензори силе и EMG сензори омогућавају поуздано мерење објективних показатеља физичког оптерећења, добијени резултати указују да се они не могу тумачити независно од индивидуалних фактора. Добијени резултати указују на потенцијалну корист од истовременог разматрања биомеханичких, физиолошких, здравствених и психолошких фактора оператера при процени безбедности и ергономије задатака гурања и вучења.

4.1 Мотивација и фактори ризика при гурању и вучењу индустријских ручних колица

Са текућим напретком технологије, стандарди безбедности радног места такође су унапређивани, при чему је као прихватљив циљ у погледу броја несрећа на радном месту предложен концепт „нула повреда" [124]. Овим изазовом баве се наука о безбедности и ергономија, научне дисциплине чији је циљ пројектовање и/или унапређење радних места кроз минимизацију нелагодности, физичког напора и стреса, као и елиминацију опасности и ризика од повреда [3]. Проучавање начина унапређења безбедности репетитивних задатака и даље представља значајан и сложен истраживачки проблем, будући да је њихово неергономско извођење један од главних узрока WMSD [8]. WMSD се описују као дугорочна акумулација негативних ефеката изазваних репетитивним небезбедним радњама, као што су ручно руковање теретом, тешки физички послови и неповољни положаји тела [125].

Ради визуелизације фактора ризика за WMSD, између осталог и при P&P задатку, реконструисан је модел човека применом носивог повезаног система за анализу хода и Kinect система [7]. Са циљем одређивања нивоа ергономског ризика P&P задатака, активности грађевинских радника проучаване су применом носивог система за мерење притиска у улошку обуће [126]. Статистички модел за предвиђање радно условљене коштано-мишићне нелагодности и ергономску евалуацију примењен је на податке прикупљене директним посматрањем и анкетама у индустрији прераде меса, укључујући гурање и вучење тешких терета [127]. Развијено је решење засновано на машинском учењу за аквизицију и обраду података, препознавање људских активности у три класе (категорија 0: чекање; категорија 1: подизање/спуштање/ношење; категорија 2: гурање/вучење), процену трајања и учесталости активности, као и процену прекомерног напрезања и ергономских ризика применом временски означених података о кретању са паметног телефона ношеног на телу [128].

Значајне информације о мишићном оптерећењу индустријског радника и потенцијалном ризику од WMSD могу се добити из EMG података. Идеја анализе EMG података на индустријском радном месту датира из 1990. године [129], док су детаљна упутства за методологију мерења већ представљена [130]. Са циљем анализе утицаја конкретног задатка на људско тело и смањења његових физичких захтева, претходна истраживања разматрала су оквире за адаптацију робота људском замору у различитим колаборативним индустријским задацима човека и робота [131]. EMG електроде коришћене су у посебно осмишљеном лабораторијском експерименту који је симулирао кровопокривачке послове, како би се испитали ефекти уобичајених фактора ризика на основу активности мишића доњег дела леђа и учесталости рада [132]. Спроведена је упоредна анализа искусних и неискусних армирача, при чему су EMG и Xsens MTx Xbus систем коришћени за процену момената у пределу L4/L5 и времена проведеног у усправном и савијеном положају [133]. Предложен је бежични носиви систем, заснован на инерцијалним мерним јединицама (IMU – енгл. *Inertial Measurement Unit*) и EMG-у, за процену ризика од WMSD горњег екстремитета при репетитивном подизању и спуштању предмета [134].

Безбедно обављање радних активности, посебно оних репетитивног карактера, захтева континуирану пажњу радника. Будући да је пажња условљена психолошким и емоционалним стањем појединца, може се очекивати да су особе са израженијим негативним психолошким стањима, као што су анксиозност, стрес, депресија или апатија, изложене већем ризику од повреда на радном месту. Ипак, подаци о повезаности психолошког статуса и ризика од повређивања на раду и даље су ограничени. Депресија је уопштено повезана са потешкоћама у концентрацији, док је показано да хронични стрес негативно утиче на пажњу и извршне когнитивне функције [135]. Такође је утврђено да депресија и анксиозност повећавају ризик од повређивања код спортиста [136], док сами радници сматрају да их симптоми анксиозности и депресије излажу повећаном ризику од повреде на радном месту [137]. Лонгитудинално истраживање повезаности депресије и анксиозности са повредама насталим у вези са радом показало је да присуство депресије може бити значајан предиктор повређивања, док је утицај анксиозности био мање јасно изражен [138]. Међутим, претходна истраживања нису разматрала повезаност психолошког статуса са обрасцима извођења активности у оквиру специфичних радних задатака, као што су гурање и вучење индустријских колица.

С обзиром на то да су P&P задаци у значајној мери повезани са ризиком од WMSD, постоји интересовање за утицај различитих аспеката P&P на оптерећења којима је тело изложено, посебно кичма [139]. Међутим, иако P&P колица могу утицати на кичму и екстремитете, оправдано је претпоставити и да присуство болних синдрома горњих екстремитета, као и болни синдроми и смањена покретљивост кичме, могу утицати на начин извођења задатка. Претходно истраживање показало је да бол горњег екстремитета успорава генерисање силе при стиску шаке [140]. Такође је испитиван утицај стабилности ручке на максималну силу гурања и вучења, са циљем унапређења способности појединца за извођење ових активности и смањења замора и MSD [141]. Ипак, претходна истраживања нису разматрала стварно извођење задатка код појединаца са различитим стањем мишићно-скелетног здравља.

Ризици по безбедност при P&P задацима могу се поделити на (1) ергономске ризике, односно ризике повезане са радним местом, и (2) индивидуалне ризике, повезане са лошим здравственим навикама или физичким стањем [142]. Док је прва група ризика добро проучена у литератури, новија истраживања све већу пажњу посвећују повезаности WMSD са индивидуалним карактеристикама оператера и/или његовим понашањем на радном месту [6], [107].

4.2 Испитаници и процена психофизичког стања

У експерименталном истраживању учествовало је 20 мушкараца, средње старости 35,0 ± 5,8 година (Табела 4.1). Средња телесна маса износила је 94,9 ± 11,0 kg, а средња висина 186,0 ± 8,8 cm. Ниједан испитаник није имао претходне повреде на радном месту. Испитаници су иницијално одабрани тако да буду заступљене особе са различитим нивоом искуства у физички захтевним индустријским задацима, са различитим нивоима субјективно пријављених WMSD, превасходно бола у лећима. Овакви критеријуми укључивања одабрани су како би се, након почетне анализе аквизираних података, омогућило испитивање више истраживачких проблема. Након што су клинички стручњаци спровели физикалну и психолошку процену, испитивана је повезаност налаза клиничких прегледа са обрасцима извођења физичких задатака, као што су P&P. Истраживање је одобрила Етичка комисија Медицинског факултета Универзитета у Београду (бр. 1322/X-42, 1. октобра 2020. године), а сви испитаници су пре учешћа у истраживању дали информисану сагласност.

Коришћен је DASS (енгл. *Depression Anxiety Stress Scales*), инструмент самопроцене са 42 ставке, осмишљен за мерење негативних емоционалних стања, укључујући депресију (дисфорија, безнађе, обезвређивање живота, самопотцењивање, недостатак интересовања и укључености, анхедонија и инерција), анксиозност (аутономно узбуђење, ефекти на скелетну мускулатуру, ситуациона анксиозност и субјективни доживљај анксиозног афекта) и напетост/стрес (хронично неспецифично узбуђење, укључујући тешкоће у опуштању, нервну побуђеност, лако узнемиравање и агитираност, раздражљивост, претерано реаговање и нестрпљење) [143], [144]. Коришћена је српска адаптација инструмента доступна на званичној веб-страници DASS скале [145]. Свака од три DASS скале садржи 14 ставки, а од испитаника је захтевано да сваку ставку оцене на четворостепеној Ликертовој скали, у складу са интензитетом или учесталошћу доживљавања одговарајућег стања током претходне недеље. Скорови за депресију, анксиозност и стрес израчунати су сабирањем вредности одговарајућих ставки. У складу са DASS приручником, праг-скорови за стрес, анксиозност и депресију износили су 15, 8 и 10. Апатија је процењена Старкстајновом скалом апатије [146], [147], [148]. Скала садржи 14 ставки, а укупан скор може бити у опсегу од 0 до 42. Вредности једнаке или веће од 14 сматране су клинички значајном апатијом.

Стандардни физикални преглед извео је старији специјалиста физикалне медицине и рехабилитације. Посебна пажња посвећена је болним синдромима горњих екстремитета, односно болу при палпацији тригер тачака циљних мишића, процени опсега покрета кичме и знацима радикуларне лезије, односно тесту подизања испружене ноге. Болни синдроми оцењивани су применом скале вербалне процене (VRS – енгл. *Verbal Rating Scale*) од 0 до 4, при чему је 0 означавало „без бола”, а 4 „веома јак бол”.

Табела 4.1: Карактеристике испитаника.

Редни број испитаника	Старост	Телесна маса (kg)	Висина (cm)	DASS скор стреса	DASS скор анксиозности	DASS скор депресије	Скор апатије	Тест подизања испружене ноге +	Смањен опсег покрета тораколумбалне кичме +	Број активних (болних) тригер тачака горњег екстремитета #
1	28	110	185	10	0	0	4	0	0	0
2	40	100	202	12	6	1	16 *	0	+	0
3	41	102	188	13	4	4	15 *	0	+	0
4	36	92	190	5	1	0	15 *	0	+	5
5	26	65	163	5	5	8	17 *	0	0	0
6	30	100	194	12	8 *	11 *	11	0	+	4
7	35	92	178	15 *	1	2	15 *	0	+	6
8	37	115	188	13	6	3	16 *	0	0	0
9	52	94	184	8	6	0	10	0	0	0
10	38	90	190	15 *	6	5	14 *	0	0	0
11	35	99	186	11	9 *	4	16 *	0	+	5
12	34	80	175	10	1	1	10	0	0	2
13	33	92	186	16 *	7	4	16 *	0	+	2
14	38	100	190	6	4	2	13	0	+	2
15	33	105	190	9	1	0	13	0	+	0
16	30	97	193	14	8 *	3	16 *	0	0	0
17	29	94	192	8	4	5	14 *	0	+	1
18	30	101	198	10	7	8	17 *	0	0	0
19	34	85	174	16 *	6	4	21 *	0	+	0
20	35	85	187	9	2	1	12	0	0	2

* - вредност изнад прага за психолошке скорове; # - бол при палпацији тригер тачака мишића горњег екстремитета оцењен на VRS оценом 3 („јак бол”) или 4 („веома јак бол”); укупан број испитиваних тачака био је 10.

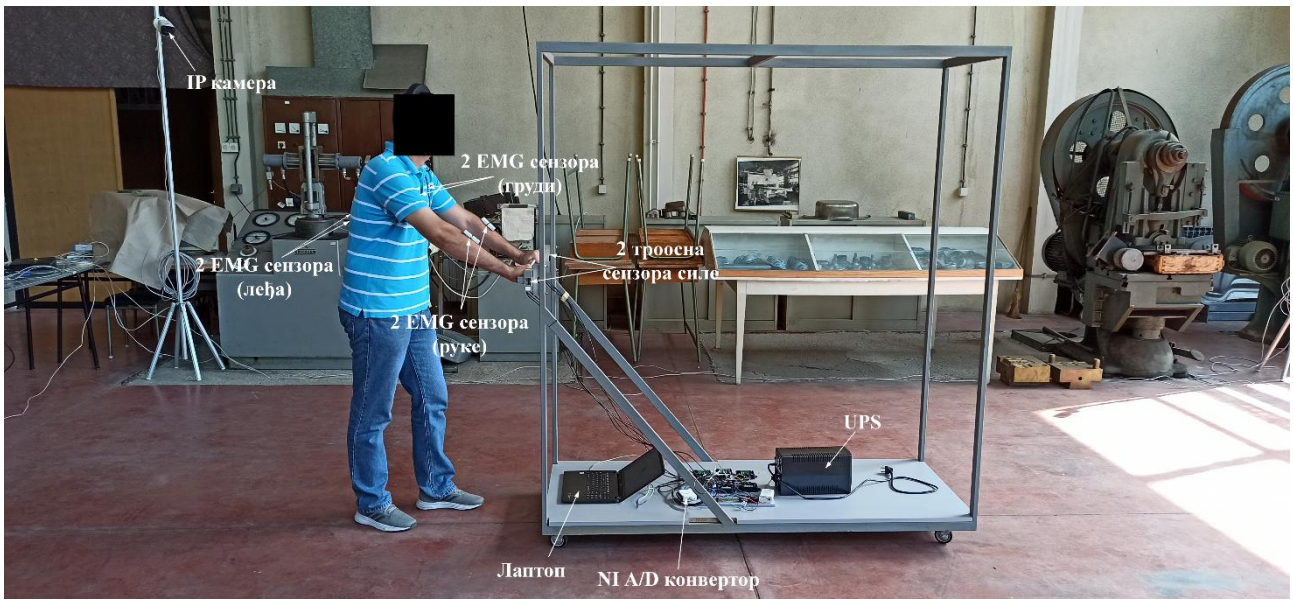
4.3 Експериментална поставка и протокол прикупљања података

Блок-дијаграм експеримента приказан је на Слици 4.1.



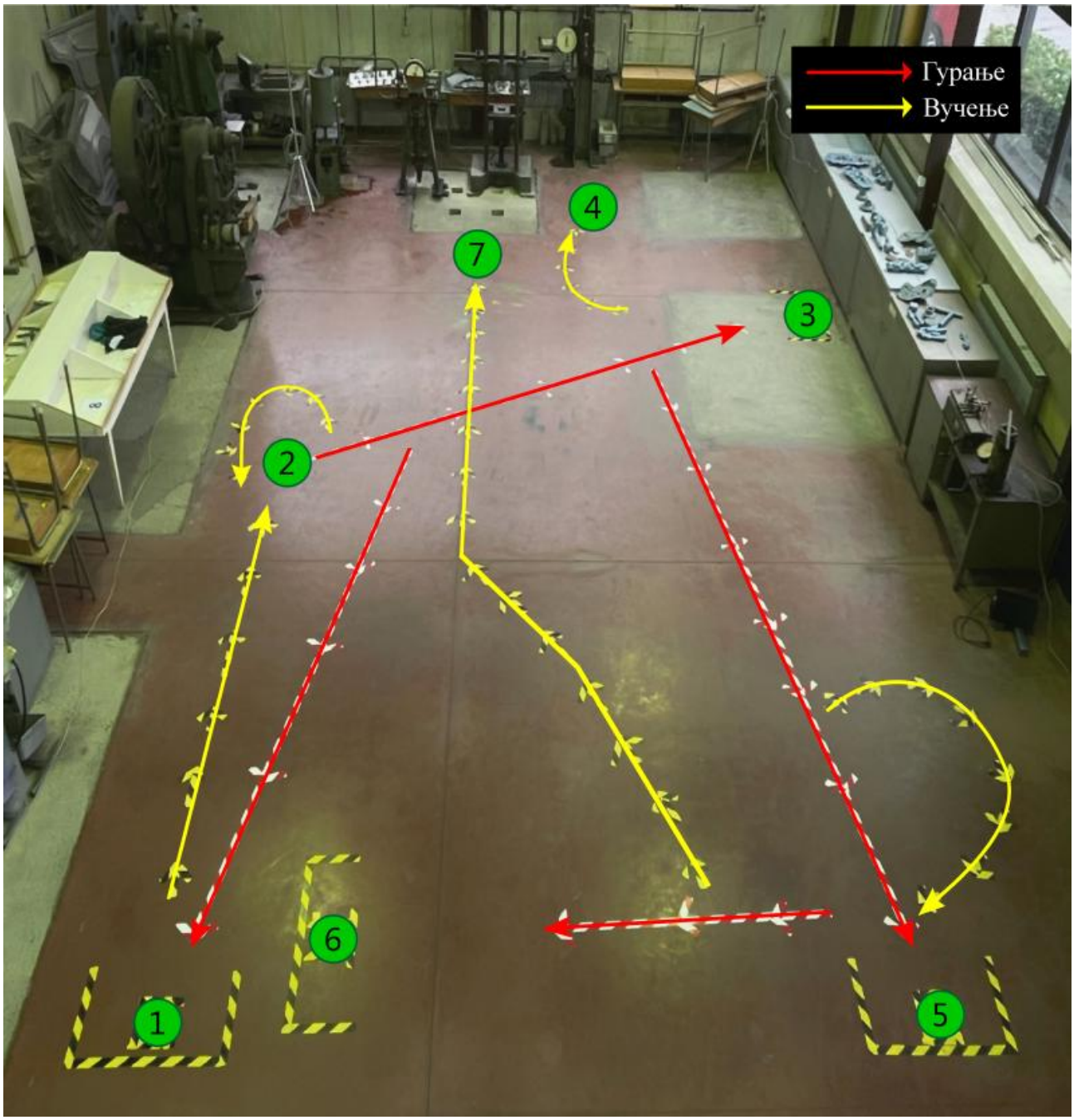
Слика 4.1: Блок-дијаграм експеримента.

Индустријска колица израђена су од заварених танкозидних челичних профила правоугаоног попречног пресека, димензија 2 × 4 cm (Слика 4.2). Димензије индустријских колица износиле су 180 × 73 × 195 cm (Д × Ш × В), док је укупна висина колица са точковима била 205 cm. Ергономски обликована алуминијумска ручка постављена је на висини од 115 cm од пода. Колица су имала четири гумирана точка пречника 75 mm, а приближна укупна маса колица износила је 100 kg.



Слика 4.2: Колица и опрема коришћени у експерименту.

Полигон је био величине 9 × 6 m (Слика 4.3). Под је био раван и сличан индустријском поду, са повременим прелазима са једне врсте подлоге на другу. Овакав начин манипулације индустријским колицима, који обухвата гурање, вучење и окретање, типичан је за индустријску праксу. Експериментална путања обухватила је различите правце P&P, као и ротације колица у више смерова, имајући у виду најкарактеристичнија кретања која се јављају у индустрији.



Слика 4.3: Експериментални полигон са означеним позицијама колица и путањама гурања и вучења током извођења задатка.

Учесници су у једном покушају прелазили растојање од приближно 30 m. Кретање је извођено у пет серија, при чему се свака серија састојала од два покушаја, односно укупно десет понављања. Између два покушаја постојала је пауза од 2 s, током које су руке биле опуштене поред тела, док је пауза између две серије трајала 20 s. Уколико би испитаник осетио

бол или замор, експеримент је прекидан. Просечно укупно трајање сесије износило је око 11 min по испитанику.

P&P задатак визуелно је приказан на Слици 4.4. Задатак почиње у позицији 1, одакле испитаник вуче колица до позиције 2. Потом, након окретања испитаника у струку за 135° улево, колица се гурају до позиције 3, где се заустављају на означеном месту. Након тога колица се повлаче уназад и окрећу за 90° до позиције 4. Из позиције 4 колица се гурају до позиције 5 и заустављају, након чега се испитаник окреће у струку за 90° улево. Затим се гурају до позиције 6. Ходањем уназад колица се вуку до позиције 7, а потом гурају до почетне позиције 1.



Слика 4.4: Секвенца кретања колица и оператера кроз позиције 1–7 током једног циклуса задатка гурања и вучења.

4.4 Аквизиција и обрада мултимодалних података

Силе гурања и вучења мерене су применом троосних сензора силе. Forsentek троосни сензори силе, засновани на технологији мерних трака и високопрецизним појачавачким колима, повезани су са централним микропроцесорским периферним уређајем. Сви сигнали узорковани су фреквенцијом од 100 Hz. Мерни хардвер обухватио је два идентична троосна сензора силе, по један за леву и десну руку. Вредности сензора обрађиване су непосредно на периферном уређају. Сваки узорак садржао је вредности сила xR, yR, zR, xL, yL и zL за десну (R) и леву (L) руку. Интензитети сила FR и FL израчунавани су применом једначине (4.1):

$$FR = \sqrt{f_{xR}^2 + f_{yR}^2 + f_{zR}^2},\ \ FL = \sqrt{f_{xL}^2 + f_{yL}^2 + f_{zL}^2} \tag{4.1}$$

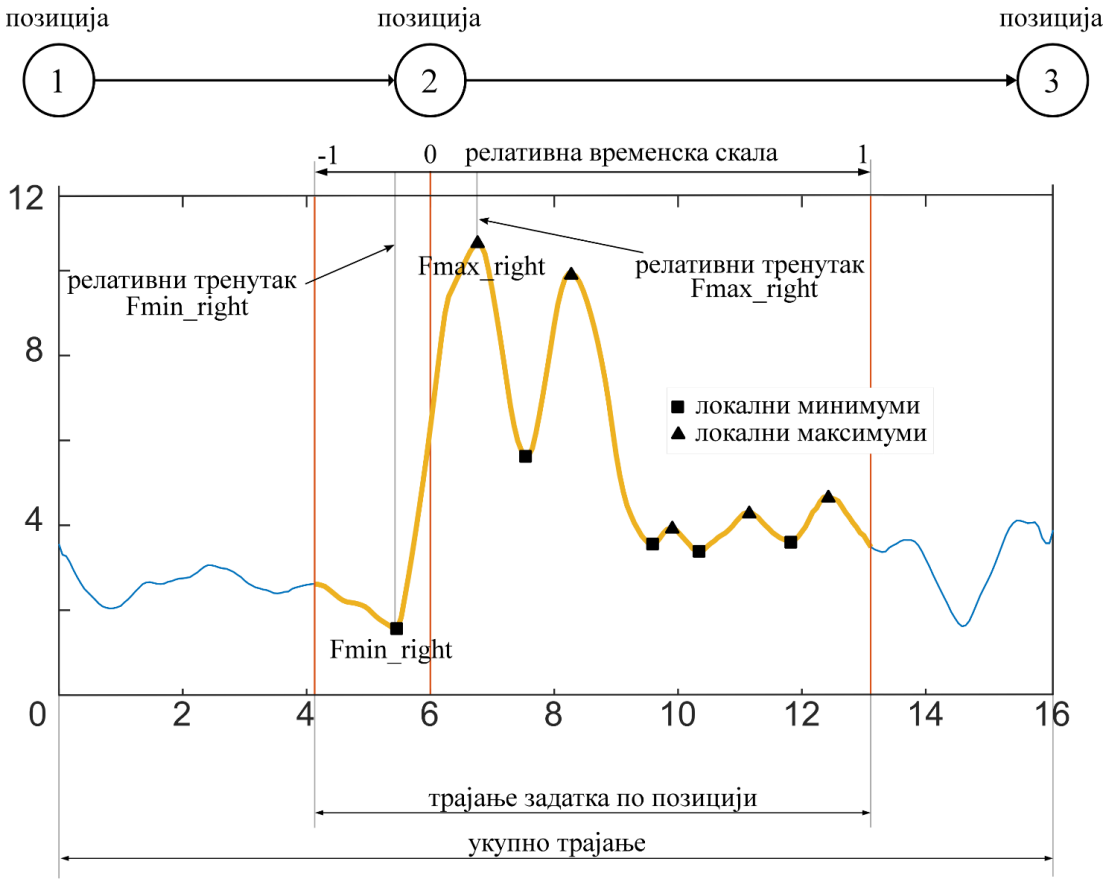
Шест површинских EMG електрода постављено је билатерално на m. latissimus dorsi (леђа), m. pectoralis major (груди) и m. flexor carpi ulnaris (рука) (Слика 4.2). EMG сигнали снимани су применом система Delsys Trigno Wireless Biofeedback и biosignalsplux muscleBAN ради мерења мишићне активности као показатеља ефективног физичког напора потребног за извођење задатка. Trigno EMG систем подржан је софтвером EMGworks Acquisition за стандардизовану и једноставну аквизицију података и софтвером EMGworks Analysis за анализу снимљених сигнала. Пре експеримента, за сваки мишић одређена је максимална вољна контракција (MVC – енгл. *Maximum Voluntary Contraction*) у складу са одговарајућим процедурама [76]. MVC представља максималну вредност EMG сигнала током максималне контракције посматраног мишића. Снимљени EMG сигнали су затим филтрирани и нормализовани у односу на одговарајућу MVC вредност.

Сви експерименти снимани су помоћу четири DAHUA IPC-HFW2831TP-ZS 8 MP WDR IR Bullet IP камере, повезане преко DAHUA PFS3010-8ET-96 осмопортног Fast Ethernet PoE свича. Рачунар је био опремљен процесором Intel Core i3-8100, радног такта 3,6 GHz и са 6 MB

кеш меморије. Камере су постављене у угловима радног места, тако да су снимале испитанике током целог експеримента.

Пре сваке нове сесије проверено је да IP камере обухватају целокупно радно место и да не постоје мртви углови или заклањања, тако да је испитаник био видљив на свакој камери током целог експеримента. Сваком испитанику било је омогућено неколико минута за упознавање са задатком и вежбу. На почетку експеримента испитаник се налазио у позицији 1. Након укључивања EMG сензора и сензора силе, супервизори су дали инструкцију за почетак. На овај начин су видео-подаци, сигнали силе и мишићни сигнали снимани готово истовремено, што је олакшало накнадну обраду.

За потребе интерпретације и анализе података, експеримент (Слика 4.3) подељен је у шест фаза: од позиције 1 до позиције 3 (П1-2-3); од позиције 2 до позиције 4 (П2-3-4); од позиције 3 до позиције 5 (П3-4-5); од позиције 4 до позиције 6 (П4-5-6); од позиције 5 до позиције 7 (П5-6-7); и од позиције 6 до позиције 1 (П6-7-1). Ради прецизнијег повезивања физичке радње са стварном позицијом, све фазе су додатно подељене тако да обухвате последњих 30% времена потребног за достизање средње позиције из почетне позиције и првих 70% времена од средње до крајње позиције, као што је приказано на Слици 4.5. Сви параметри силе и EMG параметри израчунати су на наведених шест подсегмената. Параметри релативних тренутака догађаја у подсегментима били су у опсегу од -1, што одговара 30% времена лево од средње тачке (позиције), до 1, што одговара 70% времена десно од средње тачке (позиције). Средња тачка имала је вредност 0. Параметри силе разматрани за леви и десни сензор били су: средња вредност (Fmean), стандардна девијација (Fstd), максимална вредност (Fmax), минимална вредност (Fmin), интегрална вредност, односно површина испод криве силе (Fint), укупно трајање, релативни тренутак средње позиције, релативни тренутак максималне вредности, релативни тренутак минималне вредности, максимална разлика узастопних екстремума, број локалних максимума, број локалних минимума и трајање задатка повезано по позицији. EMG параметар разматран за сваки мишић био је средња апсолутна вредност (MAV).



Слика 4.5: Параметри издвојени из сигнала силе.

На основу психолошке процене и физикалног прегледа идентификоване су две екстремне групе испитаника за даљу анализу. Групу 1 чинила су два испитаника без повишених психолошких скорова стреса, депресије, анксиозности и апатије, без болних синдрома горњег екстремитета и без ограничене покретљивости тораколумбалне кичме. Групу 2 чинила су три испитаника са два повишена психолошка скора (стрес, депресија, анксиозност или апатија), болним синдромима горњег екстремитета (најмање две активне, односно болне, тригер тачке са VRS скором 3 или 4 при палпацији) и ограниченом покретљивошћу тораколумбалне кичме.

4.5 Резултати

У Табели 4.2 приказани су усредњени резултати мерења сила у Групама 1 и 2, као и проценат разлике између група за сваки од измерених параметара. Већина параметара била је нумерички различита између две групе, при чему су највеће разлике забележене за интегралне вредности, које су у Групи 2 биле веће у односу на Групу 1 за готово 90% на десној и 110% на левој страни. Такође је израчуната процентуална разлика између последње две (C9-10) и прве две (C1-2) серије ради приказа варијабилности између серија и процене временске еволуције образаца силе.

Табела 4.2: Упоредни резултати анализе сила у Групама 1 и 2.

Параметри мерења силе	Група 1	Група 2	% разлике: Група 2 према Групи 1	% разлике C9-10 према C1-2 у Групи 1	% разлике C9-10 према C1-2 у Групи 2
F_{mean}^{right}	3,23378	3,32861	2,932471	-33,036	-10,7484
F_{mean}^{left}	3,130066	3,361978	7,409167	-13,9833	-7,16814
F_{std}^{right}	1,602262	1,677908	4,721194	-44,5339	-4,89131
F_{std}^{left}	1,636178	1,664	1,700452	-38,0757	6,912041
F_{max}^{right}	7,440562	7,404284	-0,48757	-40,0544	-4,70138
F_{max}^{left}	7,207226	7,418431	2,930461	-22,9619	-0,15563
F_{min}^{right}	1,115157	1,093743	-1,92032	-8,27834	-7,12886
F_{min}^{left}	1,143257	1,101681	-3,63659	54,48436	-16,6559
F_{int}^{right}	292,9955	554,118	89,12169	-16,6674	-27,9686
F_{int}^{left}	264,0737	553,0317	109,4232	-7,45437	-25,5471
релативни тренутак F_{max}^{right}	-0,18384	-0,10031	-45,4335	172,9532	259,3863
релативни тренутак F_{max}^{left}	-0,25515	-0,15481	-39,3265	367,6416	17,76975
релативни тренутак F_{min}^{right}	-0,26997	-0,1258	-53,4028	-29,3991	289,4865
релативни тренутак F_{min}^{left}	-0,26446	-0,07727	-70,7802	220,8015	-42,983
максимална разлика узастопних екстремума десно	5,751664	5,336946	-7,2104	-38,65	-3,86
максимална разлика узастопних екстремума лево	5,4427	5,5412	1,8093	-33,601	6,1558
број локалних максимума десно	8,366667	10,29444	23,04117	-1,54639	0,530504
број локалних максимума лево	8,183333	9,933333	21,38493	1,11 × 10^-14	-2,98913
број локалних минимума десно	8,35	10,27222	23,02063	-2,57732	0,797872

Параметри мерења силе	Група 1	Група 2	% разлике: Група 2 према Групи 1	% разлике C9-10 према C1-2 у Групи 1	% разлике C9-10 према C1-2 у Групи 2
број локалних минимума лево	8,15	9,911111	21,60873	1,052632	-2,74725
трајање задатка по позицији	8,944167	9,221111	3,096369	-5,62303	-16,1943
укупно трајање	17,73583	18,14944	2,332065	-5,31215	-16,4159

У Табели 4.3 приказани су усредњени резултати EMG мерења у Групама 1 и 2, као и процентуалне разлике између група и између последње две (C9-10) и прве две (C1-2) серије за обе групе.

Табела 4.3: Упоредни резултати анализе EMG сигнала у Групама 1 и 2.

Параметри EMG мерења	Група 1	Група 2	% разлике: Група 2 према Групи 1	% разлике C9-10 према C1-2 у Групи 1	% разлике C9-10 према C1-2 у Групи 2
EMG_MAV леђа_десно	0,022175	0,03393	53,00936	-9,24482	-7,92041
EMG_MAV леђа лево	0,006357	0,032487	411,0173	-21,2933	-11,0977
EMG_MAV груди десно	0,015085	0,018502	22,65795	-36,619	10,87285
EMG_MAV груди лево	0,008021	0,018606	131,9509	24,61576	-10,82
EMG_MAV рука десно	0,029902	0,042155	40,9753	-9,45086	-16,501
EMG_MAV рука лево	0,029903	0,042155	40,9739	-9,45083	-16,5009

4.6 Дискусија

Вертикална компонента силе имала је најмањи утицај на резултантне силе FR и FL, што је последица положаја ручке ручних колица постављене на одговарајућу висину, у складу са стандардима индустријског гурања и вучења. Као што је приказано у Табели 4.2, Група 2 имала је готово једнаке средње вредности левог и десног сензора силе, што указује да су ови испитаници изводили задатак симетричније и пажљивије у поређењу са испитаницима из Групе 1. Насупрот томе, испитаници из Групе 1 превасходно су се ослањали на доминантну руку, што је довело до асиметричног извођења задатка, потврђеног и већом максималном вредношћу десне у односу на леву руку. Просечно укупно трајање сваког подсегмента било је дуже у Групи 2, што указује на опрезније извођење задатка. Стандардне девијације вредности левог и десног сензора биле су релативно мале и приближно једнаке у обе групе, што је пожељно јер указује на поновљивост експерименталних мерења. Када је реч о интегралној вредности, једном од најзначајнијих параметара који одражава кумулативни напор током конкретног задатка, Група 2 имала је готово двоструко веће вредности (554,118 и 553,0317) у поређењу са Групом 1 (292,9955 и 264,0737). Према томе, у разматраном узорку, испитаници из Групе 2 имали су веће кумулативно механичко оптерећење током извођења истог задатка у односу на испитанике из Групе 1. Иако је тренутак достизања средње позиције био готово идентичан у обе групе, релативни тренуци максималних вредности у Групи 1 претходили су одговарајућим тренуцима у Групи 2, што указује на различито планирање кретања и брже доношење одлука у вези са предстојећом радњом. Број локалних максимума са леве и десне стране био је приближно 20% већи у Групи 2 него у Групи 1, што указује да су, упркос

пажљивијем и симетричнијем извођењу, испитаници из Групе 2 имали одређене нагле и непотребне покрете.

EMG резултати приказани у Табели 4.3, прецизније MAV вредности, показали су да су испитаници у Групи 2 имали већу активност испитиваних мишића груди и леђа. Амплитуде са леве и десне стране биле су симетричне у Групи 2, али су ови испитаници значајно више активирали мишиће леве стране грудног коша и леђа у односу на испитанике из Групе 1, посебно леви m. latissimus dorsi, код којег је међугрупна разлика била већа од 400%. Испитаници из Групе 1 претежно су активирали десне мишиће леђа и грудног коша, што указује на различите обрасце мишићне активације при извођењу истог задатка. Мишићна активност леве и десне руке била је приближно једнака унутар сваке групе, али је у Групи 2 била за око 40% већа него у Групи 1. Варијација готово свих параметара између серија C9-10 и C1-2 била је мања у Групи 2 него у Групи 1. То може бити последица опрезног извођења задатка у Групи 2, али и краћег трајања сесија у Групи 1, код које је разлика између C9-10 и C1-2 била већа од 16%.

Добијени резултати указују да комбиновано присуство стреса, депресије, анксиозности или апатије, болних синдрома и ограничене покретљивости кичме може значајно утицати на начин извођења задатка. Претходна истраживања анализирала су факторе ризика за повреде повезане са радом у различитим контекстима, а поједина су разматрала утицај психолошког статуса, као што су депресија и анксиозност, на ризик од повреде [138], [149], [150]. Према доступној литератури, нису идентификована истраживања која су истовремено разматрала утицај психолошког статуса и болних синдрома мишића горњих екстремитета на обрасце извођења P&P задатка. Систематски преглед [151] указао је да задаци гурања и вучења могу повећати симптоме горњих екстремитета код радника, посебно у пределу рамена, али и даље није јасно да ли ови задаци погодују развоју симптома у осталим деловима горњих екстремитета. Такође нема довољно доказа о томе да ли болни синдроми горњих екстремитета мењају начин извођења задатка. У разматраном узорку, присуство болних синдрома горњих екстремитета, који могу бити повезани са повредама услед прекомерне употребе, било је повезано са различитим обрасцима активације мишићних група током експеримента. Ово запажање може бити релевантно са клиничког становишта. Добијени резултати могу пружити додатне информације о факторима повезаним са ризиком од повреда и смернице за правилно извођење задатка, чиме се потенцијално може смањити појава WMSD.

Потребно је указати и на одређена ограничења. Прво, будући да је реч о пилот-истраживању, детаљна анализа била је усмерена на ограничен број испитаника. Друго, EMG снимања обухватила су само три мишића, док би будућа истраживања требало да размотре и друге мишиће од интереса, посебно мишиће горњих екстремитета. Треће, због мале величине узорка разматран је композитни ефекат психолошког статуса, болних синдрома горњих екстремитета и опсега покрета кичме, што онемогућава раздвајање појединачних ефеката ове три групе фактора. С обзиром на то да MSD могу предиспонирати психолошке промене, укључујући депресију [138], [152], [153], посебно је тешко раздвојити ефекте физичких и психолошких фактора на начин извођења задатка, што представља додатни разлог за разматрање њиховог здруженог ефекта.

У целини, квантитативна процена извођења задатка показала је да су две групе имале различите обрасце мишићне активације и различите начине извођења задатка. Уочени обрасци код испитаника из Групе 2 били су повезани са њиховим претходно описаним карактеристикама. Ипак, треба напоменути да ни Група 1 није била без ризика од повреде, јер је анализа видео-записа указала да су ови испитаници задатак изводили брже и са мање опреза у поређењу са Групом 2. Потребна су додатна истраживања како би се дефинисале конкретне применљиве мере за смањење ризика од повреде у обе групе.

У будућем раду предвиђена је даља анализа P&P и сличних задатака комбиновањем доступних технологија у јединствен поступак процене. Показало се да је P&P сложен задатак, због чега су потребни обимнији и разноврснији скупови података и укључивање већег броја

мишићних група, односно динамичких параметара људског тела. Иако је квалитативна анализа видео-записа указала на разлике у начину извођења задатка између група, у ширу анализу могли би се укључити алгоритми компјутерске визије, као што је процена људске позе. Током експеримената требало би испитати и критичне информације о тренутном психолошком стању радника, посебно о будности и пажњи, на пример применом електроенцефалографије (EEG – енгл. *Electroencephalography*).

5 Мултимодална анализа физичког оптерећења и ергономичности оператера у колаборативном задатку полирања

У овом поглављу приказана је анализа ергономских аспеката колаборативног задатка полирања, са посебним освртом на утицај различитих конфигурација руке и сила интеракције на мишићно оптерећење и ергономски ризик. Полирање представља један од типичних индустријских задатака који захтевају континуирано одржавање контактне силе, прецизну контролу покрета и дуготрајан рад у статичким или неповољним положајима тела, због чега је погодно за анализу физичког оптерећења у условима колаборације човека и робота.

У циљу објективне процене ергономских карактеристика радног места, развијена је експериментална поставка заснована на интеграцији метода компјутерске визије и EMG мерења. Применом 3D процене позе одређени су карактеристични постурални углови на основу којих су идентификоване појединачне конфигурације током извођења задатка, док су EMG мерења коришћена за процену интензитета мишићне активности. На основу ових информација извршена је упоредна анализа конфигурација руке при различитим силама интеракције, са циљем утврђивања њиховог утицаја на ергономију и мишићно оптерећење оператера.

Добијени резултати пружају увид у утицај конфигурације руке оператера и силе интеракције на мишићно оптерећење током извођења задатка полирања. На тај начин успоставља се методолошка основа за развој адаптивних HRC система, способних да на основу информација о постури и мишићној активности динамички прилагођавају услове рада ради смањења физичког оптерећења и унапређења безбедности и ергономичности радног места.

5.1 Мотивација и значај ергономске анализе колаборативног задатка полирања

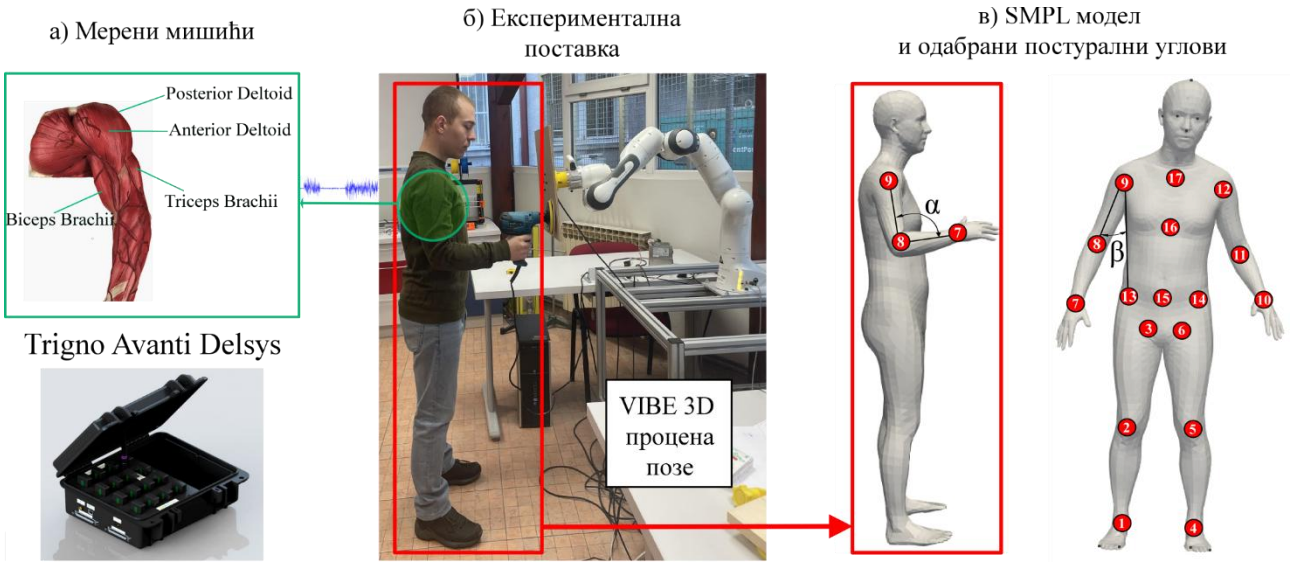
Према извештају Међународне федерације за роботику, примена роботске технологије бележи стални раст, са готово 400.000 инсталираних индустријских робота широм света [154]. Стога се очекује да ће HRC у блиској будућности постати уобичајен начин извођења задатака у бројним индустријским областима, укључујући производњу. Најновија генерација колаборативних робота пројектована је за рад у непосредној близини човека и може се у потпуности интегрисати у заједнички радни простор, чиме се формирају ефикасна хибридна радна места. Иако савремени колаборативни роботи углавном имају круте механичке везе између актуатора, зглобова и сегмената робота, безбедност се унапређује применом сензорских и управљачких система који омогућавају брзо препознавање судара и заустављање робота ради спречавања повреда и оштећења. Поред повећања степена аутоматизације и продуктивности, HRC има значајан потенцијал за смањење физичког оптерећења радника, а самим тим и ризика од настанка WMSD.

Један од предуслова за поуздану сарадњу робота и човека јесте способност роботског система да уочава и тумачи положај, кретање и радње оператера. Међутим, планирање и управљање HRC задацима и даље представљају сложен проблем, јер људско понашање није једноставно предвидети нити поуздано пратити. Због тога су праћење безбедности и процена ергономских аспеката рада оператера током HRC привукли значајну пажњу. У литератури је овај проблем разматран применом носивих сензора, најчешће EMG сензора, и система за снимање покрета, са циљем анализе и оптимизације ергономије [23]. Поред детаљних биомеханичких модела човека и процене прекомерних момената у зглобовима, ради идентификације физичких фактора ризика разматрани су и компресивне силе и индекси замора [24], [103]. Иако системи за снимање покрета обезбеђују високу тачност у лабораторијским условима, њихова цена и сложеност примене ограничавају употребу у индустријском окружењу. Због тога постоји потреба за даљим развојем поступака заснованих на конвенционалним камерама и лако доступној сензорској опреми. Процена људске позе може се посматрати као 2D или 3D проблем. Иако је 2D процена позе стабилнија и чешће

заступљена у литератури, 3D процена позе погоднија је за унапређење HRC. Овде је разматрана 3D процена позе из монокуларних видео-записа [39], [155], [156], [157]. Полазна претпоставка била је да се применом алгоритама дубоког учења, који омогућавају реконструкцију потпуног 3D облика људског тела на основу снимака добијених конвенционалним камерама, могу издвојити информације релевантне како за анализу људских акција, тако и за ергономску процену, што представља један од кључних предуслова за унапређење ефикасности и безбедности HRC.

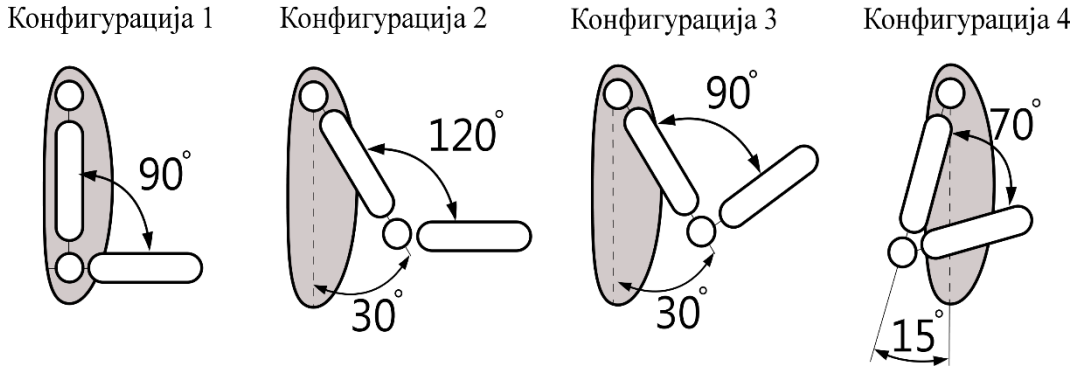
5.2 Експериментална поставка и протокол прикупљања података

Графички приказ предложеног концепта за праћење и анализу ергономских аспеката HRC дат је на Слици 5.1. Први корак у развоју система који на основу прикупљених података пружа подршку при одлучивању представља прикупљање података о положају и кретању оператера, мишићној активности и силама интеракције. У експерименту су учествовала три испитаника (старост: 29,7 ± 4,7 година; телесна маса: 80,1 ± 10,2 kg; висина: 1,77 ± 0,1 m), који су задатак полирања изводили уз подршку колаборативног робота.



Слика 5.1: Преглед експерименталног поступка за анализу колаборативног задатка полирања применом EMG мерења и 3D процене позе оператера.

Циљ експеримента био је да се испита мишићна активност оператера и њена повезаност са различитим положајима тела и силом интеракције током колаборативног задатка полирања. Графички интерфејс је у реалном времену приказивао интензитет силе примењене на предмет који се обрађује, чиме су уједначени услови извођења и омогућено објективно поређење резултата. Сваки испитаник је задатак изводио у четири различите конфигурације, приказане на Слици 5.2, у трајању од по два минута, при константној сили од 10 N, односно 20 N.



Слика 5.2: Четири експерименталне конфигурације руке испитаника током задатка полирања.

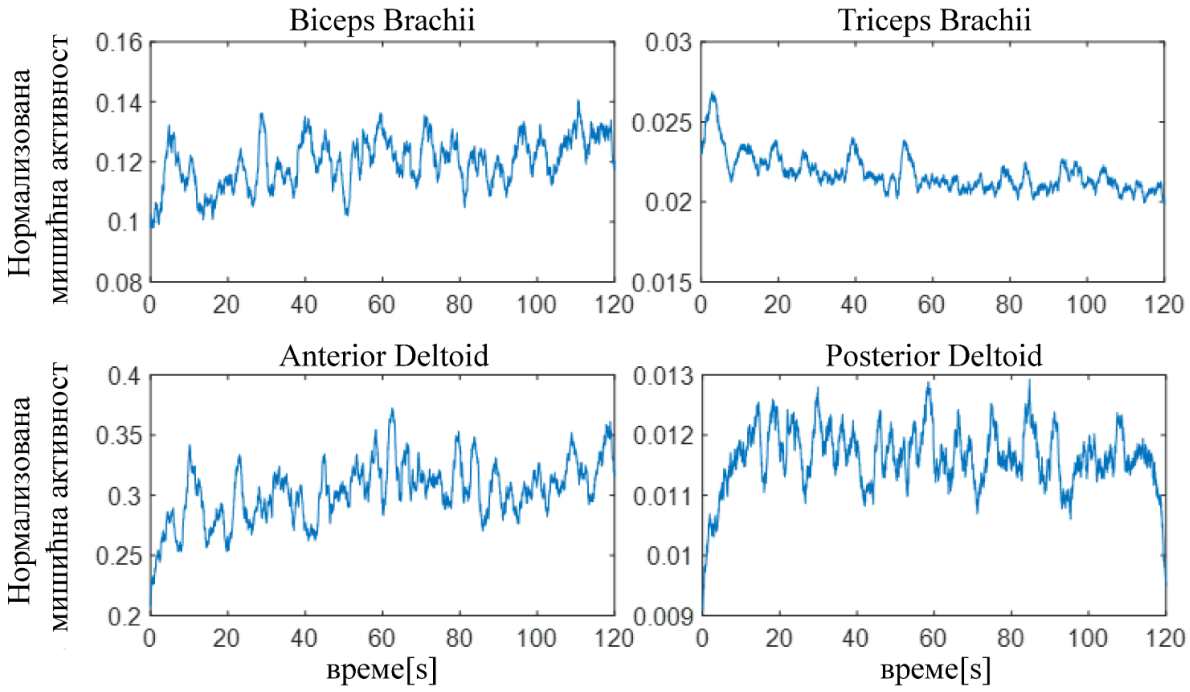
За анализу мишићне активности у четири унапред дефинисане конфигурације, четири површинска EMG сензора Delsys Trigno Avanti Duo постављена су на кожу изнад мишића раменог појаса и надлактице релевантних за покрете рамена и лакта током полирања: biceps brachii (BB), triceps brachii (TB), anterior deltoid (AD) и posterior deltoid (PD) (Слика 5.1а). За аквизицију и анализу сигнала коришћен је софтверски пакет EMGworks (Delsys), који обухвата модуле EMGworks Acquisition и EMGworks Analysis. Пре почетка сваког експеримента, за сваки посматрани мишић одређена је вредност MVC, у складу са протоколом за MVC тестирање [76]. Прикупљени EMG сигнали обрађени су применом филтра пропусника опсега (10–500 Hz), ускопојасног непропусног филтра (48–52 Hz), израчунавањем енвелопе и нормализацијом у односу на MVC, у складу са методологијом описаном у [158].

Задатак робота био је да позиционира предмет који се обрађује испред оператера, док је оператер поступак полирања изводио ручном полирком масе 1,2 kg. На завршном уређају робота постављен је сензор силе и момента ради мерења силе интеракције између ручног алата и предмета који се обрађује. Током сваке експерименталне сесије робот је позиционирао предмет тако да оператер задатак изводи у четири унапред дефинисане конфигурације. Ради остваривања безбедне и попустљиве физичке интеракције, крутост завршног уређаја подешена је на 1500 N/m у свим транслационим осама и 100 Nm/rad у свим ротационим осама [159].

За снимање положаја тела и кретања оператера коришћене су четири IP камере DAHUA IPC-HFW2831TP-ZS 8 MP WDR IR Bullet, повезане посредством DAHUA PFS3010-8ET-96 мрежног PoE комутатора. Рачунар коришћен за аквизицију и обраду података био је опремљен процесором Intel Core i3-8100 радног такта 3,6 GHz и кеш меморијом од 6 MB. Реконструкција 3D позе извршена је применом VIBE архитектуре дубоког учења [19]. Добијене позе представљене су параметарским SMPL моделом тела [37]. Из реконструисаног модела издвојени су значајни постурални углови α и β, при чему је угао у лакту дефинисан на SMPL моделу карактеристичним тачкама 7–8–9 (α), а угао између надлактице и трупа тачкама 8–9–13 (β) (Слика 5.1в) [107].

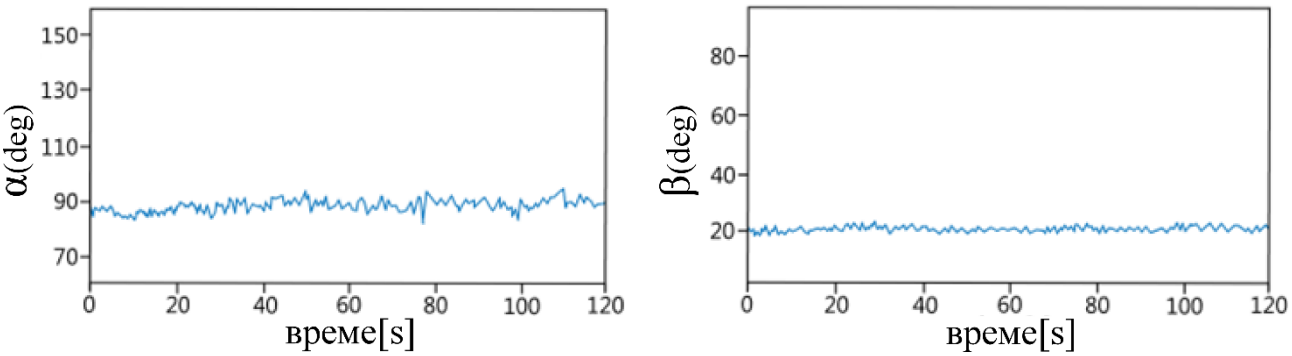
5.3 Резултати

На Слици 5.3 приказан је пример нормализоване мишићне активности једног испитаника у конфигурацији 1 током полирања при константној сили од 20 N.



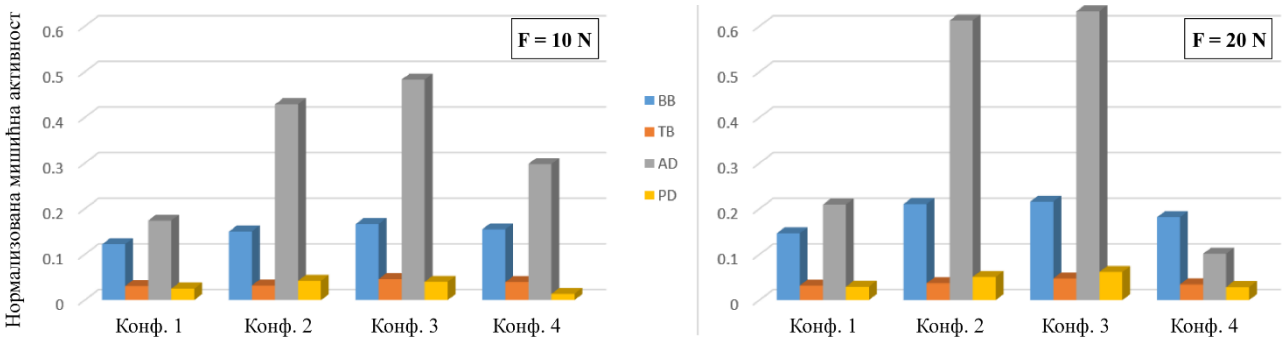
Слика 5.3: Нормализована мишићна активност једног испитаника у конфигурацији 1, при сили интеракције од 20 N.

На Слици 5.4 приказане су процењене вредности два карактеристична постурална угла (α, β) код једног испитаника током полирања у конфигурацији 1 (Слика 5.1).



Слика 5.4: Постурални углови добијени 3D проценом позе једног испитаника у конфигурацији 1.

На Слици 5.5 приказана је нормализована мишићна активност за сваку конфигурацију, усредњена по испитаницима, при сили интеракције од 10 N (лево), односно 20 N (десно).



Слика 5.5: Нормализована мишићна активност BB, TB, AD и PD, усредњена по испитаницима, за четири конфигурације при сили интеракције од 10 N (лево) и 20 N (десно).

5.4 Дискусија

На основу просечних вредности мишићне активности у различитим конфигурацијама уочава се да су конфигурације 1 и 4 биле повезане са нижим укупним нивоом мишићне активности у односу на конфигурације 2 и 3 (Слика 5.5). У разматраном колаборативном задатку најизраженија је била активност мишића AD и BB, док је активност мишића TB и PD била знатно мања. Повећање примењене силе са 10 N на 20 N праћено је израженим повећањем мишићне активности, нарочито мишића AD, а у мањој мери и BB. Поред тога, конфигурација 2 одликовала се знатно нижом манипулабилношћу руке у односу на остале конфигурације, што може неповољно утицати на ефикасност извођења задатка.

Поред анализе мишићне активности и ергономских карактеристика различитих конфигурација, значајан резултат представља и формирање мултимодалног скупа података намењеног ергономској анализи колаборативног задатка човека и робота. Током извођења задатка полирања при различитим силама интеракције синхронизовано су прикупљени видео-записи оператера и EMG сигнали мишића релевантних за извођење задатка. На основу видео-записа накнадно је реконструисана 3D поза тела и издвојени су карактеристични постурални углови. Овако формиран скуп података обједињује кинематичке и физиолошке показатеље оператера, омогућавајући заједничку анализу постуре и мишићног оптерећења и испитивање начина на који различити услови извођења задатка утичу на физичко оптерећење оператера.

Са становишта примене компјутерске визије у ергономској процени, посебан значај има могућност разликовања различитих конфигурација на основу карактеристичних постуралних углова (Слика 5.4). Уколико је познато које од тих конфигурација су ергономски повољније, добијене информације могу послужити као основа за адаптацију понашања колаборативног робота. Робот би у том случају могао да прилагођава положај предмета који се обрађује и параметре извођења задатка како би оператера усмерио ка ергономски повољнијим положајима тела.

На тај начин, резултати приказани у овом поглављу представљају полазну основу за развој интелигентних HRC система, јер омогућавају повезивање различитих постуралних конфигурација са нивоом мишићног оптерећења, док се применом процене позе ове конфигурације могу идентификовати и користити као улазна информација за адаптивно управљање колаборативним роботом. Тиме се ствара основа за затварање повратне спреге између процене стања оператера и деловања робота, односно за прелаз са накнадне анализе на проактивно унапређење услова рада. Реализација оваквог концепта кроз ергономску радну станицу представљена је у наредном поглављу.

6 Ергономска радна станица за колаборативно полирање

У овом поглављу представљена је ергономска радна станица која функционише у реалном времену и пројектована је са циљем унапређења безбедности, ергономских услова рада и перформанси оператера кроз адаптивну интеракцију човека и колаборативног робота. За разлику од претходног поглавља, у којем је тежиште било на анализи и процени ергономских показатеља током колаборативног задатка, овде се приступ проширује ка њиховој активној примени у процесу управљања. На основу информација о положају тела и физиолошком стању оператера, систем затвара повратну спрегу и у реалном времену обезбеђује одговарајуће облике физичке и нефизичке подршке, укључујући адаптивно деловање колаборативног робота. На тај начин, безбедност и ергономичност радног места више се не посматрају искључиво као предмет анализе, већ прикупљене информације постају основа за проактивно доношење одлука и адаптивну подршку оператеру.

Представљена је модуларна архитектура ергономске радне станице у којој се током извођења задатка истовремено разматрају положај тела оператера, мишићни замор и сила интеракције. Архитектура обухвата четири основна модула: (i) модул за процену физичке ергономије, који комбинује процену позе у реалном времену засновану на компјутерској визији, процену ергономског ризика и праћење мишићног замора применом EMG сигнала; (ii) графички интерфејс који обезбеђује повратне информације о ергономским и физиолошким показатељима, као и нефизичку подршку; (iii) модул стратешке подршке, који на основу прикупљених података доноси одлуке о одговарајућој интервенцији; и (iv) модул физичке подршке, заснован на адаптивном деловању колаборативног робота. Уведен је и протокол за смањење замора, којим се реконфигуришу параметри роботског задатка ради растерећења заморене мишићне групе и прерасподеле оптерећења. На тај начин успостављена је затворена повратна спрега између процене стања оператера и адаптивне подршке, чиме радна станица прелази са пасивног праћења ергономских и физиолошких показатеља на активно прилагођавање услова извођења задатка. Ергономска радна станица експериментално је испитана кроз три сценарија, који су обухватили рад са активном ергономском подршком, рад без адаптивне подршке у ергономској постури и рад без адаптивне подршке у неергономској постури. Добијени резултати указују на потенцијал предложеног приступа за продужено извођење задатка, управљање локализованим мишићним замором и одржавање радне постуре у оквиру унапред дефинисаних ергономских граница.

6.1 Мотивација и полазне основе развоја ергономске радне станице

За разлику од традиционалних индустријских робота, који раде изоловано иза заштитних ограда, колаборативни роботи су пројектовани за рад непосредно уз оператере, чиме се омогућава дељење радног простора и заједничко извођење задатака [160]. Њихове уграђене безбедносне функције, као што су сензори силе/момента, ограничења брзине и попустљива актуација, омогућавају прилагођавање присуству и намерама човека, што их чини погодним за динамична и флексибилна производна окружења. До сада су коботи успешно примењени у задацима монтаже [161], [162], манипулације материјалом [163] и операцијама преузимања и одлагања предмета [164], а данас представљају један од кључних покретача Индустрије 5.0, у којој су усмереност на човека и интелигентна сарадња од суштинског значаја. У том контексту, посебан значај добија ергономско пројектовање колаборативних радних станица, које поред перформанси система узима у обзир и физичко оптерећење и ергономски ризик оператера [165].

Упркос значајном напретку у програмирању робота, безбедносним протоколима и планирању кретања, савремени HRC системи и даље показују ограничења у погледу адаптабилности, контекстуалног разумевања и ергономске подршке оператеру [166]. Овај недостатак ограничава њихову способност да проактивно одговоре на потребе оператера [167], нарочито у задацима који обухватају репетитивне покрете, неповољне постуре или висок физички напор, што често доводи до замора и MSD. Уколико се ови изазови не реше,

колаборативни задаци остају субоптимални, како у погледу оперативног квалитета, тако и у погледу добробити радника [168], [169].

Ради превазилажења постојећих ограничења шире индустријске примене HRC развијају се неуроергономски приступи и концепти радних станица [170], [171], [172], [173]. Ове радне станице комбинују напредне носиве технологије за праћење физиолошког стања човека са адаптивним алгоритмима управљања и колаборативним роботима. Посебно, технике дубоког учења за процену позе човека и анализу људских активности [18], [110], [174] могу обезбедити значајне информације о стању и понашању оператера, чиме се омогућава поузданије и информисаније планирање кретања робота [175]. У овом поглављу разматран је задатак површинског полирања као типичан и широко заступљен индустријски задатак. Слично брушењу, завртању вијака и завршној обради површина, полирање подразумева репетитивне и физички захтевне покрете, прецизну моторичку контролу и повишен ергономски ризик. Због ових карактеристика полирање представља погодан експериментални оквир за развој робусног система усмереног на истовремено унапређење квалитета задатка и добробити радника.

Полазну основу за развој ергономске радне станице чини општи концепт неуроергономске радне станице у оквиру Индустрије 5.0 [170], који је у овом поглављу проширен у домену физичких и ергономских аспеката рада увођењем компоненти за процену и подршку у реалном времену. Овакав интегрисани приступ одговара на ограничење постојеће литературе, у којој су појединачни аспекти ергономске процене и подршке углавном разматрани одвојено, што је приказано упоредним прегледом у Табели 6.1. За ергономску процену у реалном времену развијен је алат којим се моделски засновани индекси оптерећења зглобова допуњују проценом компресивних сила у зглобовима, при чему је предложени приступ валидиран симулацијама и лабораторијским експериментима са пет испитаника, уз додатну верификацију помоћу EMG [24]. За управљање мишићним замором предложена је стратегија селективног растерећења у ергономској заједничкој манипулацији човека и робота, која комбинује процену мишићне силе у реалном времену са моделом замора првог реда и омогућава динамичко прилагођавање конфигурације задатка, а експериментално је валидирана на задацима полирања и бушења уз додатну верификацију помоћу EMG [176]. У домену неуроергономских радних станица развијена је модуларна платформа за мануелно склапање која интегрише праћење менталног оптерећења засновано на EEG, асистенцију кобота и интелигентни модул за распоређивање задатака, при чему су у индустријском окружењу показани повећана продуктивност, смањен број грешака и ниже ментално оптерећење [170]. Развијено је и модуларно и адаптивно неуроергономско лабораторијско окружење које интегрише EEG и EMG праћење са колаборативном роботиком ради процене когнитивног и физичког стања оператера током мануелног склапања и поређења различитих режима рада [171]. За задатке обарања ивица и полирања предложен је оквир за колаборативно коришћење алата са импедансним управљањем, у којем робот помаже оператеру при праћењу унапред дефинисаних кривих уз одржавање константне контактне силе, чиме се унапређују тачност праћења путање и стабилност интеракције алата и површине [177]. Предложен је и офлајн оптимизациони оквир заснован на мешовитом целобројном линеарном програмирању, који истовремено минимизује укупно време реализације и физичко оптерећење расподелом и редоследом радних елемената између човека и кобота, уз разматрање компромиса између ефикасности и добробити радника [178]. Развијен је оквир за оптимизацију положаја тела заснован на виртуелним елементима, у којем се тело човека моделује виртуелним опругама и пригушивачима ради идентификације и ублажавања неергономских постура током HRC; прилагођавањем положаја радног предмета побољшана је постура оператера и смањен REBA резултат [179]. За завршно склапање авиона развијено је симулационо окружење виртуелне реалности које повезује аватаре човека добијене снимањем покрета са виртуелним роботским системима и омогућава поређење аутоматских, колаборативних и хибридних стратегија у погледу продуктивности, трошкова и ергономског ризика заснованог на OWAS методи [180].

Табела 6.1: Упоредни преглед релевантних приступа.

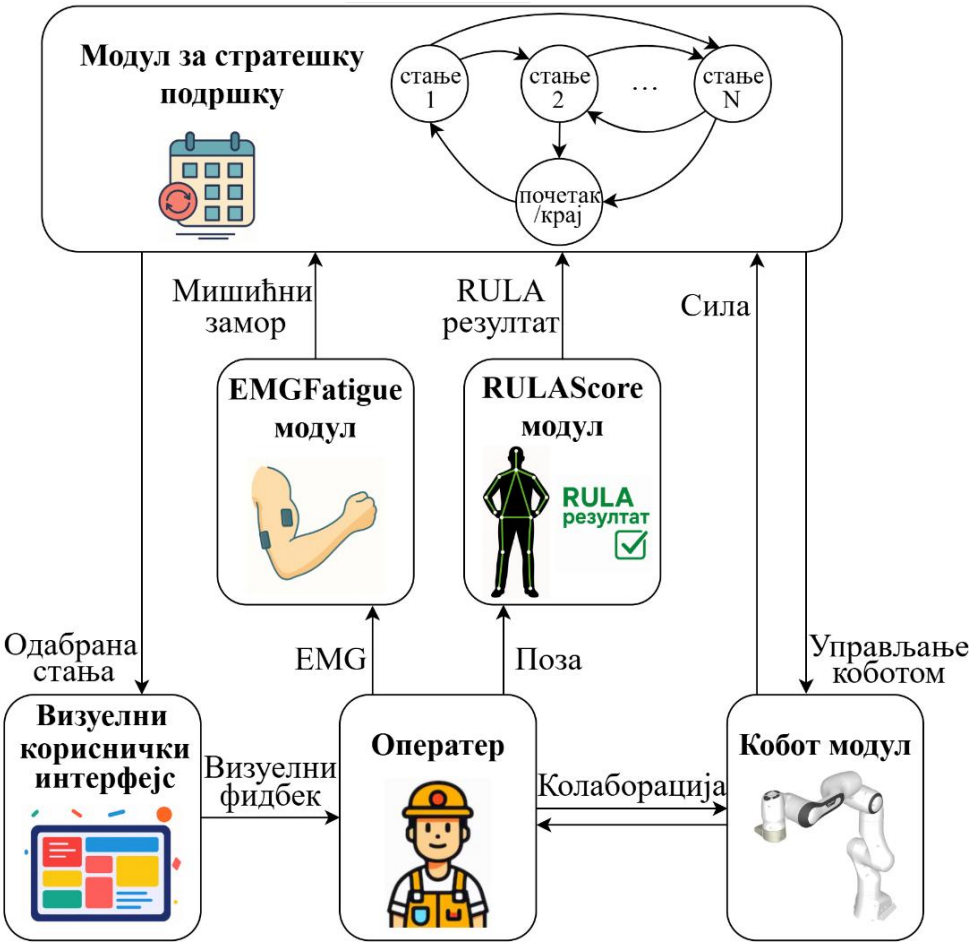
Рад	Разматрани задатак	Физички замор	Ергономија позе	Режим интеракције човека и робота	Подршка одлучивању
[24]	Полирање	Не (валидација путем EMG-а)	Моделски заснована (компресивне силе у зглобовима)	Колаборација	Не
[176]	Полирање и бушење	Моделски засновано (валидација путем EMG-а)	Не	Колаборација	У реалном времену
[170]	Склапање	Не	Не	Кооперација	Офлајн планирање
[171]	Склапање	EMG	Не	Кооперација	Не
[177]	Обарање ивица и полирање	Не	Не	Колаборација	Офлајн планирање
[178]	Мануелни производни процеси	Не	Индекс напрезања	Колаборација	Офлајн планирање
[179]	Склапање и полирање	Не	REBA	Колаборација	У реалном времену
[180]	Склапање	Не	OWAS	Кооперација	Офлајн планирање
Развијена радна станица	Полирање	EMG	RULA	Колаборација	У реалном времену

Преглед релевантне литературе указује да интеграција процене мишићног замора засноване на EMG сигналима у реалном времену, процене позе и алата за ергономску процену у оквиру затворене повратне спреге за адаптивну сарадњу човека и кобота није претходно свеобухватно разматрана. Полазећи од тог ограничења, у овом поглављу приказане су8 имплементација и валидација ергономске радне станице у реалном времену која се активно прилагођава физиолошком стању и постури оператера током физички захтевних колаборативних задатака. Архитектура обухвата модул за процену физичке ергономије који комбинује процену позе засновану на компјутерској визији са праћењем мишићног замора применом EMG сигнала, графички кориснички интерфејс који обезбеђује когнитивну и нефизичку подршку и модул стратешког управљања високог нивоа који динамички ублажава замор оператера посредством адаптивне асистенције кобота. Кључни резултат представља интегрисана ергономска радна станица, која користи мултимодалну физиолошку и ергономску процену како би у реалном времену омогућила вођење оператера, стратешко доношење одлука и адаптивну роботску асистенцију током извођења колаборативног задатка.

У наставку поглавља најпре су описани архитектура система и имплементирани модули, затим експериментална поставка и протокол, а потом резултати експерименталне валидације и њихова дискусија.

6.2 Архитектура ергономске радне станице за колаборативно полирање

Полазну основу предложене ергономске радне станице чини модуларна и скалабилна архитектура неуроергономске радне станице [170], која је проширена ка интегрисаном физиолошком праћењу, ергономској процени и колаборативној роботској асистенцији у реалном времену ради унапређења безбедности и перформанси радника током физички захтевних задатака. На Слици 6.1 приказана је концептуална архитектура предложене ергономске радне станице за задатак колаборативног полирања, са основним функционалним модулима и њиховим међусобним везама. Она обухвата четири повезана модула: физичку подршку, нефизичку подршку, физичку процену и стратешку подршку. Модул физичке подршке (Кобот модул, Слика 6.1) прилагођава позицију радног предмета и омогућава извођење задатка у ергономски повољнијој конфигурацији. Истовремено, Модул нефизичке подршке (Визуелни кориснички интерфејс, Слика 6.1) путем графичког интерфејса у реалном времену приказује информације о ергономском и физиолошком стању оператера и интеракцији са роботом, уз визуелна упозорења и корективне инструкције када је потребна интервенција. Модул физичке процене континуално прикупља и анализира физиолошке и постуралне податке, укључујући мишићну активност (EMGFatigue модул, Слика 6.1) и позу (RULAScore модул, Слика 6.1), чиме се обезбеђује динамички увид у стање оператера. Добијене информације прослеђују се Модулу стратешке подршке (Слика 6.1), који активно прилагођава параметре задатка ради ублажавања замора, прерасподеле оптерећења и смањења ергономског ризика. Комбиновањем сензорског праћења у реалном времену, интелигентне процене и адаптивне роботске асистенције, систем омогућава трансформацију конвенционалних радних станица у адаптивна радна окружења усмерена на оператера, што представља значајан напредак у области HRC.



Слика 6.1: Концептуална архитектура ергономске радне станице.

6.2.1 Модул за процену физичког стања радника (процену постуре и ергономског ризика) – RULAScore модул

RULAScore модул заснива се на комбинацији процене позе и методе RULA [11] за процену ризика од појаве MSD. Дубинска камера Intel RealSense D455 користи се за детекцију оператера и прикупљање података о пози, чиме је омогућена бесконтактна и неинвазивна анализа покрета без маркера, погодна за динамична радна окружења. Процена људске позе извршава се применом модела MediaPipe Pose Landmarker, који из видео-секвенци одређује координате кључних анатомских тачака, а заснован је на BlazePose архитектури [54] и реализован у MediaPipe развојном оквиру [181]. Од координата карактеристичних тачака формирају се сегменти тела и израчунавају углови између њих, након чега се издвајају и анализирају углови зглобова релевантни за ергономску процену. Затим се примењује RULA метода за израчунавање резултата ризика заснованих на постури различитих сегмената тела, укључујући надлактице, подлактице, ручне зглобове, врат, труп и ноге. RULA је изабрана због систематичног оквира процене и показане тенденције да постурална оптерећења оцењује вишим нивоима ризика у поређењу са другим опсервационим методама, због чега је посебно осетљива на ергономске ризике повезане са статичким постурама и репетитивним покретима горњег дела тела [71]. Поред постуре, RULA алгоритам узима у обзир и факторе повезане са задатком, као што су трајање статичког ангажовања мишића, репетитивност покрета и примењена сила, односно спољашње оптерећење. У овој имплементацији RULA резултат се израчунава у реалном времену и континуално ажурира на основу тренутних података о пози, чиме се обезбеђује непосредна повратна информација за ергономску процену. На Слици 6.2 приказан је пример рада RULAScore модула, који на основу детекције човека, процене позе и одређених углова зглобова израчунава RULA резултат и приказује одговарајућу ергономску повратну информацију у реалном времену. Оцењивање прати утврђене RULA прагове: 1–2 – прихватљива постура; 3–4 – потребно је додатно испитивање, а промена може бити потребна; 5–6 – потребно је додатно испитивање и ускоро спровести промену; 7 – потребно је испитати стање и спровести промену. Имајући у виду карактеристике задатка, продужена статичка постура и умерено напрезање, усвојен је конзервативан критеријум ергономске класификације: RULA резултати ≤ 2 сматрани су ергономским, док су резултати ≥ 3 класификовани као неергономски и третирани као небезбедне постуре које захтевају корективну меру.



a) b)

Слика 6.2: Пример рада RULAScore модула: а) улазни кадар; б) резултат процене.

6.2.2 Модул за процену физичког стања радника (детекцију мишићног замора) – EMGFatigue модул

Овај модул омогућава детекцију замора у реалном времену током извођења задатка и обезбеђује потребне улазне информације за адаптивну модификацију задатка, визуелну повратну информацију и интервенцију кобота. Модул за процену мишићног замора у реалном времену процењује локализовани мишићни замор анализом површинских EMG сигнала током извођења задатка. За неинвазивно прикупљање EMG сигнала са мишића релевантних за задатак површинског полирања коришћен је бежични сензор Delsys Trigno Avanti Duo. Праћење EMG сигнала у реалном времену омогућава коришћење физиолошких информација за адаптивно прилагођавање сарадње човека и робота и смањење ергономског ризика, што је у складу са принципима Индустрије 5.0.

Иако се за анализу мишићног замора могу користити бројне карактеристике у временском и фреквенцијском домену [20], за потребе развијеног система одабрана је MNF, због њене поузданости у праћењу спектралних померања повезаних са мишићним замором. MNF је изабрана јер представља стабилан спектрални дескриптор који се може поуздано одређивати у реалном времену применом кратких преклапајућих временских прозора и брзе Фуријеове трансформације (енгл. *Fast Fourier Transform*). На тај начин обезбеђује се брза и рачунски ефикасна обрада EMG сигнала, погодна за континуално праћење развоја мишићног замора. Ради побољшања временске резолуције коришћена је временски зависна средња фреквенција (TD-MNF – енгл. *Time-Dependent Mean Frequency*), при чему је над сигналом примењен клизни прозор величине 512 узорака, са померајем од 256 узорака, ради добијања процена MNF [182], [183]. Како је прогресивно смањење MNF површинског EMG сигнала добро утемељен показатељ мишићног замора [20], [21], [81], промене TD-MNF коришћене су за праћење развоја замора. У литератури је наведено да смањење MNF вредности веће од 8% у односу на почетну вредност излази изван варијабилности уочене у условима без замора и стога може указивати на појаву мишићног замора [184]. У каснијем испитивању мишићног замора уз посредовање робота забележена су смањења MNF вредности од 10% и 25%, која су била већа од претходно предложеног прага за детекцију мишићног замора [185]. За сваки праћени мишић, референтна TD-MNF вредност дефинисана је као средња TD-MNF вредност израчуната током првих 5 s стабилног извођења задатка, у периоду у којем је одговарајући мишић био активно ангажован. У овој имплементацији смањење TD-MNF од 10% у односу на референтну вредност изабрано је као практичан показатељ локализованог мишићног замора. EMG подаци су узорковани фреквенцијом од 1037 Hz применом софтвера Delsys Trigno Control Utility и обрађени у окружењу Python 3.11. Претходна обрада обухватила је филтар пропусника опсега 10–500 Hz и ускопојасни непропусни филтар 48–52 Hz ради уклањања сметњи мрежне фреквенције. TD-MNF вредности добијене унутар сваке секунде усредњаване су у једну вредност. Затим је примењиван филтар покретног просека преко пет узастопних вредности, а ажурирана TD-MNF вредност прослеђивана је Модулу стратешке подршке једном у секунди као улаз за доношење одлуке о адаптацији кобота. Ради повећања робусности у односу на пролазне флуктуације, замор се сматра детектованим само када се смањење TD-MNF од најмање 10% у односу на референтну вредност региструје у три узастопна мерења.

6.2.3 Модул за физичку подршку раднику – Кобот модул

Кобот модул развијен је за управљање роботом Franka Emika Panda ради обезбеђивања физичке асистенције раднику. Задатак робота је да држи радни предмет и доведе га до радника у одговарајући положај током полирања. Модул користи информације добијене из осталих модула за прелазак између конфигурација које утичу на замор одабраних мишићних група. Како задатак полирања захтева од радника да одржава силу између алата и радног предмета, сила интеракције на завршном уређају робота израчуната је на основу измерених момената у зглобовима робота, пројектованих применом псеудоинверза транспоноване Јакобијан матрице:

$$F_{EE} = (J^T)^{+}\tau \tag{6.1}$$

Ради одржавања референтне трајекторије завршног уређаја, уз истовремено остваривање безбедне интеракције човека и робота, коришћен је импедансни контролер у Декартовом координатном систему из ILoSA оквира [186]. Импедансно управљање у Декартовом координатном систему ослања се на модел маса–опруга–пригушивач завршног уређаја, чиме се омогућава безбедна и адаптивна интеракција робота са радником. Контролер је коришћен за постављање вредности крутости завршног уређаја у Декартовом координатном систему на Kx = 1500 N/m дуж осе извођења задатка и Ky = Kz = 500 N/m у бочном и вертикалном правцу. На тај начин се елипса крутости [187], [188] обликује у складу са динамиком задатка, чиме се обезбеђује прецизно праћење трајекторије уз очувану попустљивост завршног уређаја и остварује безбеднија и адаптивнија интеракција [23], [117]. Прелази кобота између конфигурација планирани су тако да минимално ометају радника, тако да током репозиционирања радног предмета оператер може задржати постојећи положај без потребе за додатним померањем или компензационим покретима. На тај начин се спречава да напор повезан са прелазом између конфигурација утиче на измерени замор. Унапред програмиране конфигурације узимају у обзир предефинисане позе у задатку полирања са ниским RULA резултатом и прилагођавају се висини радника. Поред тога, контролер садржи безбедносне функције којима се ограничавају брзине зглобова кобота, чиме се обезбеђују безбедни и предвидиви прелази између његових конфигурација.

6.2.4 Модул за нефизичку подршку раднику – Визуелни кориснички интерфејс

Модул визуелног корисничког интерфејса служи као канал повратних информација у реалном времену између система и оператера, са циљем смањења физичког и когнитивног оптерећења током извођења задатка, што је у складу са принципима Индустрије 5.0. Интерфејс динамички приказује раднику кључне физиолошке и ергономске информације, укључујући интеракциону силу, тренутну постуру и RULA резултат.

Када систем детектује субоптималне услове, као што су неергономска постура, смањена сила интеракције или мишићни замор, активирају се контекстуална визуелна упозорења. Она обухватају приказ тренутног RULA резултата, визуелно истакнутог одговарајућом бојом, као и вредности силе интеракције у реалном времену и показатеље мишићног замора изведене из EMG података. У случајевима када Модул стратешке подршке препоручи промену конфигурације или период одмора, на екрану се приказује јасна визуелна инструкција која корисника усмерава ка одговарајућој корективној радњи. Тиме се обезбеђује да интервенције буду правовремене и минимално ометајуће. Поред тога, сви праћени подаци се чувају ради анализе након завршетка задатка, што омогућава праћење промена ергономских и физиолошких показатеља током времена и накнадно прилагођавање параметара система.

6.2.5 Модул за стратешку подршку раднику

Модул за стратешку подршку функционише као експертски систем за доношење одлука који континуално прати перформансе радника и динамички прилагођава понашање робота ради смањења физичког замора и ергономског ризика. Он интегрише сензорске улазе у реалном времену, укључујући тренутну конфигурацију робота, ергономију постуре преко RULAScore модула, статус мишићног замора преко EMGFatigue модула и ниво силе интеракције, и на основу њих спроводи стратегију за смањење замора.

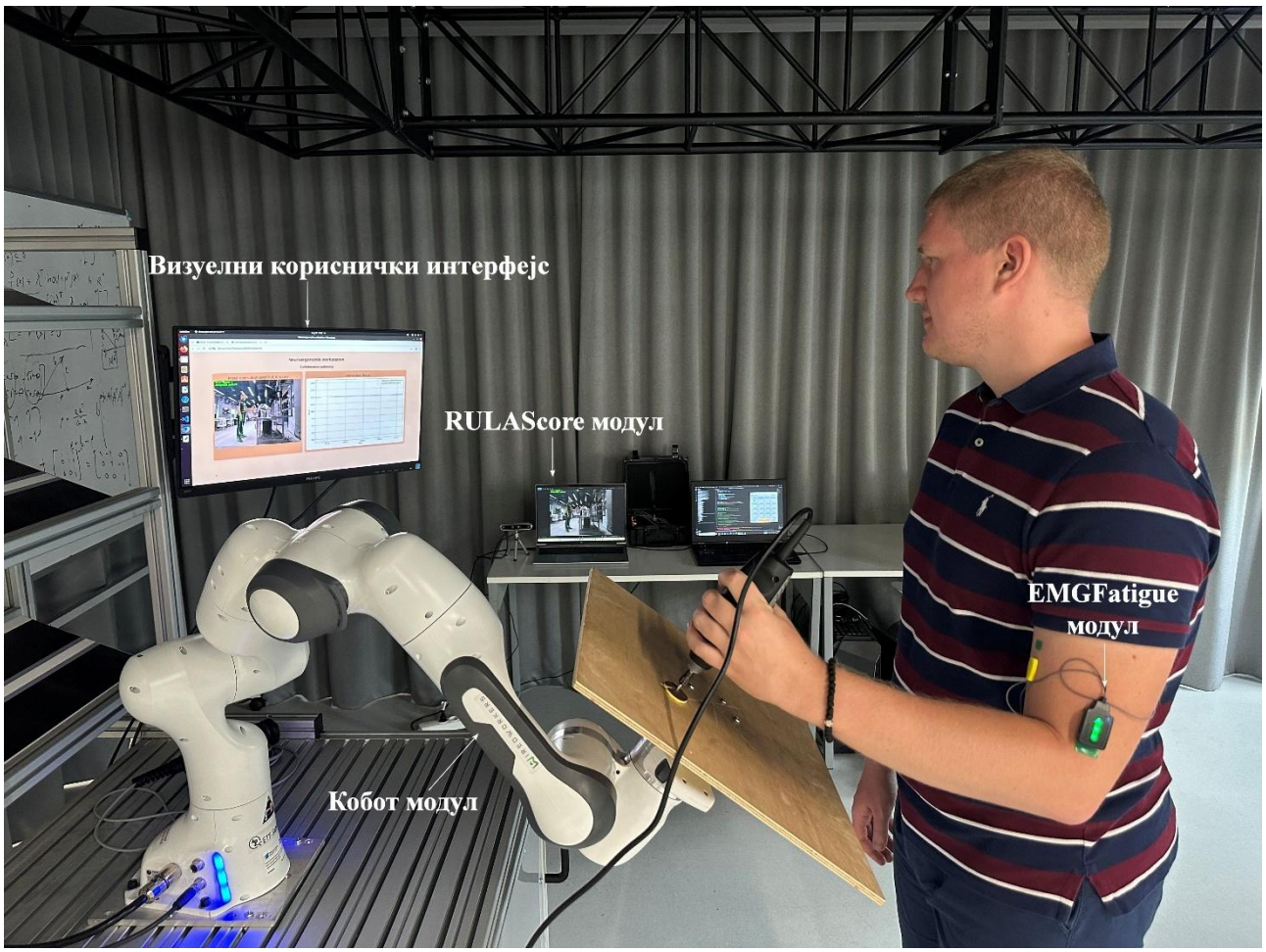
Модул ради као машина са коначним бројем стања (FSM – енгл. *Finite State Machine*) са N+1 дискретних стања: једним неактивним стањем Почетак/Крај и N конфигурација задатка, при чему је свака повезана са доминантном мишићном групом (Слика 6.1). Систем се иницијализује у стању Почетак/Крај и након детекције присуства оператера прелази у активну конфигурацију задатка (нпр. Мишићна_Група_1). У сваком активном стању кобот позиционира радни предмет тако да ангажује одређену мишићну групу, уз истовремено праћење физиолошких и ергономских индикатора. Систем остаје у том стању док се не испуни један од следећих услова прелаза: 1) детектован је замор активне мишићне групе; 2) усвојена је неергономска постура; или 3) сила интеракције падне испод жељеног минимума. Правила

прелаза су конзистентна за све мишићне групе. Када се детектује замор тренутно активне мишићне групе, систем прелази у наредно стање у којем се ангажује мање заморена мишићна група. Процес се понавља док све мишићне групе не достигну стање замора, док се не усвоји неергономска постура или док сила интеракције не падне испод жељеног прага. Ако се испуни било који од ових услова, систем прелази у стање Почетак/Крај, чиме се сигнализира потреба за паузом.

У предложеној ергономској радној станици FSM је, без губитка општости, моделован са три стања: Почетак/Крај, Бицепс и Трицепс. Конфигурација 1 доминантно ангажује трицепс, док Конфигурација 2 доминантно ангажује бицепс. Прелази су одређени улазима из RULAScore модула, EMGFatigue модула и Кобот модула, чиме је омогућена контекстуално условљена адаптација радног процеса. Промене стања FSM реализоване су применом система порука заснованог на догађајима, при чему одговарајућа промена у неком од модула генерише поруку која се објављује на ROS теми посредством ROS-Neuro међуслоја [189]. Комуникација између сензора и FSM реализована је применом UDP протокола (енгл. *User Datagram Protocol*) посредством сокета. Оваква архитектура омогућава систему да аутономно управља ергономски оптимизованом расподелом задатка, смањује локално мишићно оптерећење и продужава време одрживог рада, у складу са принципима Индустрије 5.0 усмереним на човека.

6.3 Експериментална поставка и протокол мерења

Експериментална поставка репродукује реалистичан индустријски сценарио полирања у којем радник у стојећем положају изводи стандардизован задатак површинског полирања. Задатак подразумева коришћење ручног електричног алата за полирање равне дрвене површине која је круто причвршћена за кобота. Кобот обезбеђује оптимално и стабилно позиционирање предмета током сваке секвенце полирања. Радник одржава усправан положај тела и константну силу полирања, изводећи мале, репетитивне кружне покрете карактеристичне за површинско полирање. Оваква поставка опонаша реалне индустријске операције и тиме задржава природну динамику задатка и физичке захтеве неопходне за поуздану ергономску процену и процену замора. Систем је у целини пројектован тако да унапреди ергономичност рада и омогући извођење процеса на начин којим се ризик од повреда своди на најмању могућу меру, узимајући у обзир оптималан положај радника, кобота, екрана и сензора. Експериментална поставка приказана је на Слици 6.3.

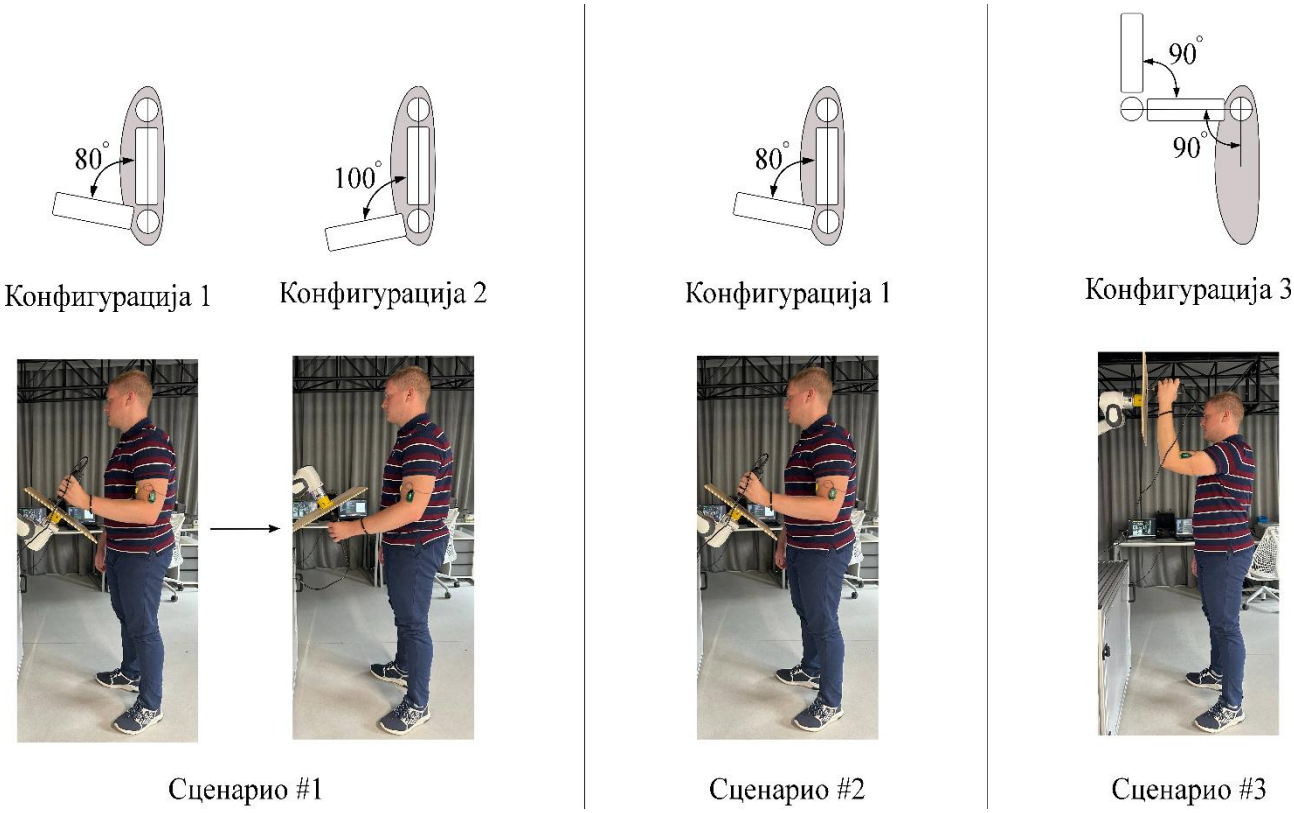


Слика 6.3: Експериментална поставка ергономске радне станице са приказом основних функционалних модула.

У експерименту је учествовало пет здравих испитаника мушког пола (старост: 28,6 ± 4,4 године; телесна маса: 81,4 ± 9,9 kg; висина: 1,81 ± 0,09 m), без историје поремећаја мишићно-скелетног система и без претходног искуства у индустријским задацима. За спровођење истраживања добијено је одобрење институционалне етичке комисије Електротехничког факултета Универзитета у Београду (одобрење бр. 68/2).

Испитаници су били упознати са експерименталним протоколом и дали су писану информисану сагласност. Површински EMG сензори постављени су на централни део трицепса и бицепса доминантне руке, при чему су сензори били оријентисани у правцу мишићних влакана, у складу са препорученим процедурама постављања електрода [76]. Положај сензора био је стандардизован за све испитанике и доследно одржаван у свим експерименталним сценаријима. Ради процене ефикасности ергономске радне станице у унапређењу физичке ергономије и смањењу мишићног замора дефинисана су три експериментална сценарија. У сва три сценарија коришћени су идентични услови задатка, укључујући праћене мишићне групе (трицепс и бицепс), положај камере, примењену силу од 15 N и протокол полирања. Основна разлика односила се на активирање модула ергономског система и на ергономичност постуре коју је радник заузимао током задатка. Редослед којим су испитаници изводили три експериментална сценарија рандомизован је ради смањења потенцијалног ефекта редоследа. Између два узастопна сценарија обезбеђен је одмор од најмање 30 минута ради смањења пренетог ефекта мишићног замора и обезбеђивања довољног опоравка. Након завршетка сва три сценарија, од испитаника је затражено да упореде субјективни осећај замора у различитим експерименталним условима; ови искази третирани су као допунска квалитативна запажања.

Поставка са три сценарија омогућава контролисано испитивање утицаја физиолошке и ергономске повратне информације у реалном времену, као и адаптивне физичке асистенције, на извођење задатка, постуру, развој замора и одрживо трајање активности. Конфигурације задатка, Конфигурације 1, 2 и 3, методолошки су одабране и приказане на Слици 6.4. Конфигурације 1 и 2 представљају ергономске постуре са RULA резултатом 1 (прихватљива постура), док Конфигурација 3 представља неергономску постуру са RULA резултатом 3 (потребно је додатно испитивање). Одржавањем идентичних параметара задатка у Сценарију 1 и Сценарију 2, уз разлику у доступности ергономског праћења у реалном времену и адаптивне подршке, експериментални дизајн омогућава контролисано поређење адаптивних и неадаптивних услова рада. Сценарио 3 додатно омогућава увид у динамику развоја замора и показује на који начин неергономска постура може утицати на мишићни замор и оптерећење, чиме се илуструје утицај неповољне ергономије на физиолошку издржљивост.



Слика 6.4: Три експериментална сценарија: 1 – ергономска асистенција омогућена у ергономској постури; 2 – ергономска асистенција онемогућена у ергономској постури; 3 – ергономска асистенција онемогућена у неергономској постури.

6.3.1 Сценарио 1: ергономска асистенција омогућена у ергономској постури

У првом сценарију испитаници су изводили задатак полирања уз пуну доступност модула ергономске радне станице. То је обухватало EMG праћење, ергономску процену у реалном времену применом процене позе и RULA резултата, интерфејс за визуелну повратну информацију и адаптивну роботску асистенцију којом управља Модул стратешке подршке. Улога кобота била је да током полирања доведе радни предмет у ергономски оптимизован положај прилагођен висини оператера.

Сваки испитаник започињао је задатак у Конфигурацији 1 (Сценарио 1 на Слици 6.4), у којој је доминантно ангажован трицепс. Када би EMGFatigue модул детектовао локализовани замор трицепса, систем би приказао визуелну инструкцију на интерфејсу и прилагодио конфигурацију кобота. Испитаник би затим прешао у Конфигурацију 2 (Сценарио 1 на Слици 6.4), пројектовану тако да растерети трицепс и ангажује бицепс. Конфигурације кобота биле су унапред дефинисане, при чему је свака конфигурација пројектована тако да селективно

оптерећује различите мишићне групе. Графички интерфејс је у реалном времену обезбеђивао повратну информацију о постури и сили интеракције. Задатак је трајао до испуњења било ког од следећих критеријума за завршетак: (1) RULA резултат премаши граничну вредност, односно детектује се неергономска постура; (2) сила интеракције падне испод 13 N; или (3) обе мишићне групе достигну дефинисани критеријум замора.

6.3.2 Сценарио 2: ергономска асистенција онемогућена у ергономској постури

Други сценарио представљао је контролни услов. Испитаници су изводили исти задатак полирања у Конфигурацији 1 (Сценарио 2 на Слици 6.4), без приступа ергономској повратној информацији у реалном времену и без адаптивне системске асистенције. Иако су EMG подаци и подаци о пози прикупљани за офлајн анализу, нису коришћени за измену извођења задатка у току рада. Модул стратешке подршке био је неактиван, а кобот је током целе сесије задржавао фиксну конфигурацију. Визуелни интерфејс приказивао је искључиво силу интеракције. Испитаници су настављали са извођењем задатка док су били у стању да одржавају захтевану силу интеракције, при чему је пад силе испод 13 N представљао критеријум за прекид сесије. Овај сценарио је имао за циљ да симулира конвенционално, неадаптивно радно окружење и служио је као референтни услов за поређење.

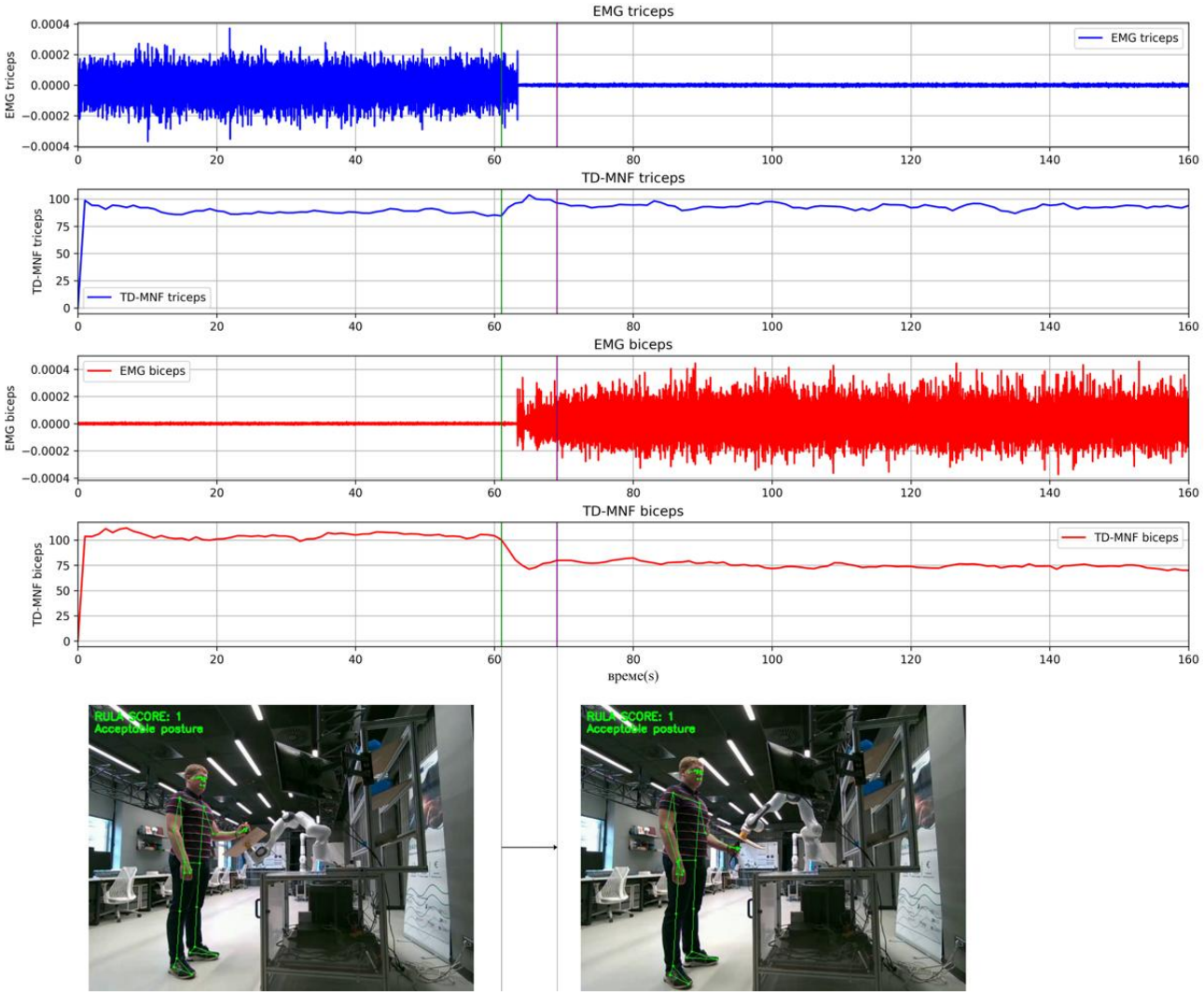
6.3.3 Сценарио 3: ергономска асистенција онемогућена у неергономској постури

Поред тога, трећи сценарио изведен је у Конфигурацији 3 (Сценарио 3 на Слици 6.4), у којој је доминантно ангажован трицепс, под истим условима као у Сценарију 2: без адаптивне асистенције, са неактивним Модулом стратешке подршке, фиксном конфигурацијом кобота и приказом искључиво силе интеракције. На тај начин је обезбеђен алтернативни неадаптивни референтни услов. Испитаници су настављали са извођењем задатка док су били у стању да одржавају захтевану силу интеракције, при чему је пад силе испод 13 N представљао критеријум за прекид сесије.

6.4 Резултати експерименталне валидације

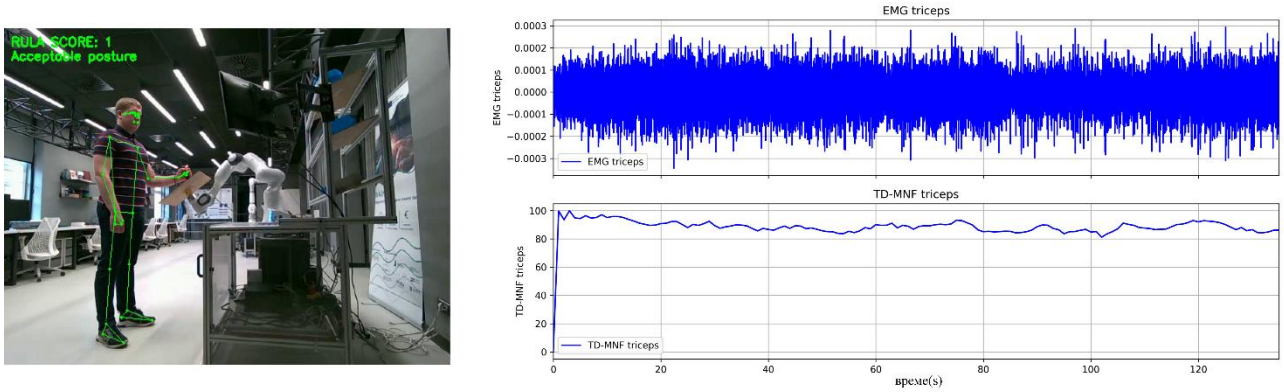
Упоредна анализа три сценарија непосредно одражава претходно истакнута ограничења конвенционалних колаборативних система у погледу динамичког реаговања на замор и промене постуре оператера. На Сликама 6.5, 6.6 и 6.7 приказани су репрезентативни резултати за истог испитаника, који обухватају забележену мишићну активност и промену TD-MNF, заједно са одговарајућом позом оператера и RULA резултатима, за сва три експериментална сценарија.

На Слици 6.5 приказани су типични EMG сигнали и TD-MNF вредности трицепса и бицепса за Сценарио 1. Током прве фазе задатка оператер се налази у Конфигурацији 1, при чему је активан трицепс. TD-MNF трицепса постепено се смањује док EMGFatigue модул не детектује замор, што одговара смањењу од 10% у односу на референтну вредност и на Слици 6.5 је означено зеленом линијом. У том тренутку Модул стратешке подршке задаје коботу промену положаја, чиме се оператер усмерава на прелаз у Конфигурацију 2. Током друге фазе задатка, чији је почетак означен љубичастом линијом на Слици 6.5, активан је бицепс, а његова TD-MNF вредност постепено се смањује док EMGFatigue модул такође не детектује замор, што одговара смањењу од 10% у односу на референтну вредност. Тада се задатак завршава и оператеру се препоручује период одмора, пошто су обе мишићне групе достигле унапред дефинисани критеријум замора.



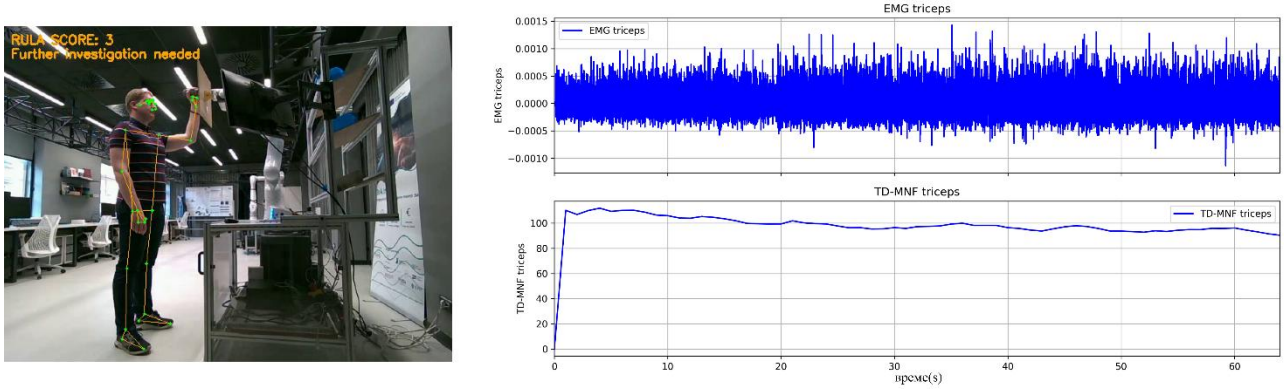
Слика 6.5: Репрезентативна EMG активност, промена TD-MNF и RULA резултат током Сценарија 1.

На Слици 6.6 приказани су типични EMG сигнали и TD-MNF вредности трицепса за Сценарио 2, заједно са одговарајућом позом оператера и RULA резултатима. Током задатка оператер се налази у Конфигурацији 1 и активан је трицепс. Експеримент је трајао док оператер више није могао да одржава захтевано оптерећење, односно док сила интеракције није пала испод 13 N, након чега је задатак завршен.



Слика 6.6: Репрезентативна EMG активност, промена TD-MNF и RULA резултат током Сценарија 2.

На Слици 6.7 приказани су типични EMG сигнали и TD-MNF вредности трицепса за Сценарио 3, заједно са одговарајућом позом оператера и RULA резултатима. Током задатка оператер се налази у Конфигурацији 3 и активан је трицепс. Експеримент је трајао док оператер више није могао да одржава захтевано оптерећење, односно док сила интеракције није пала испод 13 N, након чега је задатак завршен.



Слика 6.7: Репрезентативна EMG активност, промена TD-MNF и RULA резултат током Сценарија 3.

Експериментални резултати указују да, без интегрисаног праћења постуре и физиолошког стања оператера, механизама адаптивне подршке и визуелне повратне информације, суптилне, али релевантне промене стања оператера могу остати непрепознате током извођења задатка, што током времена може нарушити ергономичност рада и добробит радника при физички захтевним операцијама као што је полирање. EMG сигнали праћених мишићних група показују различите обрасце развоја замора у прва два сценарија, што одражава интегрисано функционисање детекције мишићног замора засноване на EMG сигналу, процене ергономског ризика на основу постуре, визуелне повратне информације и адаптивне роботске асистенције у Сценарију 1. Ради поређења резултата између сценарија, исти критеријум смањења TD-MNF од 10% у односу на референтну вредност примењен је ретроспективно и на снимљене EMG податке из Сценарија 2 и 3, у којима EMGFatigue модул није коришћен за детекцију замора у реалном времену.

У Сценарију 2, за разлику од Сценарија 1, доминантно активан трицепс остао је оптерећен и након што је TD-MNF достигао смањење од 10% у односу на референтну вредност, након чега је настављено даље смањење овог параметра (Слика 6.6). Ово представља непожељно физиолошко стање које, уколико се одржава током дужег периода или се понавља током извођења задатка, може допринети кумулативном физичком оптерећењу повезаном са ризиком од развоја MSD. Анализа снимљених експерименталних сесија показала је да су, са развојем замора, испитаници повремено испољавали суптилне компензационе покрете, најчешће благим пребацивањем тежине тела на ногу супротну руци којом се изводи полирање, подизањем рамена или благим нагибањем тела унапред. Овакви покрети могу допринети прерасподели физичког оптерећења, али истовремено могу довести до постуралних асиметрија и неергономских положаја који, уколико се понављају током дужег периода, могу допринети повећаном ризику од повреда и смањењу радне ефикасности. Сценарио 1 илуструје начин на који ергономска радна станица може да ублажи локализовани мишићни замор. Када EMGFatigue модул детектује замор трицепса, што је означено зеленом линијом на Слици 6.5, Модул стратешке подршке покреће прелаз кобота у алтернативну конфигурацију, чиме се растерећује заморени трицепс и доминантно ангажује бицепс. Истовремено, праћење постуре у реалном времену, у комбинацији са визуелном повратном информацијом, подржава одржавање ергономске постуре, јер систем континуално процењује положај тела применом RULAScore модула и приказује оператеру тренутну постуру и RULA резултат. У случају прекорачења унапред дефинисаног RULA прага, Модул стратешке подршке може да прекине

задатак и препоручи период одмора, чиме се спречава наставак рада у потенцијално неповољној постури. На тај начин неергономске постуре нису само идентификоване у реалном времену, већ систем омогућава и активно реаговање на њих. Код свих испитаника забележено је дуже трајање задатка у Сценарију 1 него у Сценарију 2, уз истовремено нижи субјективно пријављени замор, што је за репрезентативног испитаника илустровано на Сликама 6.5 и 6.6.

Сценарио 3 додатно истиче значај ергономске оптимизације, при чему су забележени виши RULA резултат и израженији локализовани мишићни замор уочен анализом EMG података. EMG сигнали имају веће амплитуде, што указује на већу активацију трицепса у поређењу са Сценаријима 1 и 2 (Слике 6.5–6.7). Поред тога, код репрезентативног испитаника TD-MNF достиже смањење од 10% у односу на референтну вредност већ након 18 s (Слика 6.7), након чега наставља да опада све до прекида задатка, што указује на брз и прогресиван развој локализованог мишићног замора трицепса. Поређења ради, код истог испитаника одговарајуће смањење TD-MNF од 10% достигнуто је приближно након 60 s и у Сценарију 1 и у Сценарију 2 (Слике 6.5 и 6.6). Код свих испитаника Сценарио 3 био је повезан са краћим трајањем задатка у односу на Сценарио 2. Ови резултати у складу су са повећаним физичким захтевима радне постуре примењене у Сценарију 3, која је била повезана са већим оптерећењем трицепса. Добијена запажања стога указују на повезаност неповољније радне конфигурације са бржим развојем замора, већим физиолошким оптерећењем и краћим трајањем задатка.

Апсолутна времена извођења задатка разликовала су се између испитаника, што одражава очекивану међуиндивидуалну варијабилност физичке издржљивости. Ипак, код свих пет испитаника задржан је исти релативни образац трајања задатка у три експериментална услова: Сценарио 1 > Сценарио 2 > Сценарио 3. Дуже трајање задатка у Сценарију 1 може се повезати са прерасподелом оптерећења након детекције замора трицепса, чиме је омогућен наставак извођења задатка уз доминантно ангажовање бицепса. Анализа снимљених EMG података показала је да је код сваког испитаника смањење TD-MNF трицепса од 10% у Сценаријима 1 и 2 наступало у упоредивим временским тренуцима, док је Сценарио 3 карактерисало раније достизање овог прага, израженије прогресивно смањење TD-MNF све до прекида задатка, као и веће амплитуде EMG сигнала трицепса. Ови налази указују на већу мишићну активацију и бржи развој локализованог мишићног замора у Сценарију 3. Имајући у виду експлоративну величину узорка, резултати се тумаче дескриптивно, са нагласком на доследност уочених образаца унутар испитаника.

Модул стратешке подршке има централну улогу у протоколу за смањење мишићног замора. На основу информација добијених из осталих модула, он аутоматски и у реалном времену доноси одлуке о потреби за интервенцијом и, посредством Кобот модула, прилагођава понашање робота стању оператера. Добијени резултати указују на потенцијал предложеног система да продужи време током којег се задатак може изводити без прекомерног физичког оптерећења, ограничи развој локализованог мишићног замора, подржи одржавање ергономске постуре и омогући правовремено реаговање у случају појаве неергономског положаја тела.

6.5 Дискусија

Развијена ергономска радна станица представља проширење скалабилног и флексибилног концепта неуроергономске радне станице, усмерено на физичке и ергономске аспекте ручног полирања у складу са принципима Индустрије 5.0 [170]. Резултати овог истраживања показују да пројектовање радне станице уз уважавање ергономских захтева и коришћење информација о физиолошком стању и постури оператера може допринети успешнијем извођењу задатка, смањењу физичког оптерећења и унапређењу интеракције човека и робота. Колаборативно полирање коришћено је као репрезентативан експериментални задатак за анализу потенцијала радне станице да унапреди физичку ергономију и омогући безбедније и одрживије извођење радног задатка.

Основни допринос овог поглавља огледа се у значајном унапређењу концепта неуроергономске радне станице развојем и имплементацијом модула усмерених на безбедност и унапређење физичких аспеката рада, при чему је демонстрирана интеракција у реалном времену и координисан рад технологија које обезбеђују модуларну основу за будућу примену и скалирање у индустријским окружењима [170]. Ергономска радна станица обухвата савремене компоненте: 1) сензоре – бежични носиви систем за површинску EMG у оквиру EMGFatigue модула и дубинску камеру у оквиру RULAScore модула; 2) актуатор – колаборативни робот у оквиру Кобот модула; 3) интерфејс – графички кориснички интерфејс интегрисан у IoT инфраструктуру у оквиру Модула визуелног корисничког интерфејса; и 4) стратешку подршку – интелигентни алгоритам за доношење одлука заснован на анализи сензорских података у реалном времену у оквиру Модула стратешке подршке.

Развијени системски приступ комбинује алгоритме за процену позе и опсервационе методе за ергономску процену у реалном времену, анализу мишићног замора применом EMG сигнала у реалном времену и протокол за смањење замора. Систем користи напредне сензорске технологије за праћење физиолошког стања радника током динамичких задатака, при чему обезбеђује визуелну повратну информацију о тренутном стању или инструкције о радњама које треба предузети, као што су промена радне конфигурације или одмор. Истовремено, безбедност и добробит радника подржане су кроз Модул стратешке подршке и одговарајуће деловање кобота. Радна станица има потенцијал да унапреди ергономичност физички захтевног рада у колаборативним задацима човека и робота, јер узима у обзир утицај и сложену међусобну повезаност постуре, силе, понављања и трајања задатка, као и нивоа мишићног замора.

Развијена ергономска радна станица представља прелаз са пасивне платформе за праћење на адаптивни систем са затвореном повратном спрегом, који континуално интегрише мултимодалне физиолошке и ергономске податке ради усмеравања понашања кобота. За разлику од приступа који ергономску процену ограничавају на праћење у реалном времену без адаптивне интервенције [24] или је разматрају кроз офлајн, унапред планирану расподелу задатака [178], развијени оквир директно повезује EMG, RULA и показатеље силе у реалном времену са динамичким правилима управљања ради иницирања непосредних интервенција кобота и подршке извођењу задатка унутар ергономских граница. У односу на приступе који прерасподељују оптерећење или оптимизују појединачне аспекте сарадње [170], [171], [176], предложени систем повезује континуирано праћење више показатеља стања оператера са активним прилагођавањем услова извођења задатка, уз потенцијал за примену у задацима променљивог трајања и сложенијим индустријским условима. У литератури су описани и приступи усмерени на регулисање силе специфичне за задатак [177] и на ергономску оптимизацију засновану на постури [179]; за разлику од њих, у развијеном систему процена замора и праћење постуре директно су укључени у управљање коботом, чиме се омогућава прилагођавање у реалном времену стању оператера и динамици задатка. Коначно, у односу на платформе за ергономску процену засноване на виртуелној реалности [180], које омогућавају симулациону анализу пре примене система у реалном окружењу, предложени приступ показује могућност експерименталне примене у стварном радном окружењу, уз интеграцију континуиране ергономске повратне информације директно у колаборативни задатак полирања човека и робота. Развијена архитектура представља скалабилан и модуларни оквир са потенцијалом за проактивно ублажавање замора и подршку безбедности на раду у индустријским окружењима.

Добијени резултати указују на значај интеграције праћења физиолошког стања оператера у колаборативне роботске системе, јер се на тај начин затвара повратна спрега између процене стања оператера и интервенције система, посредством визуелног интерфејса и адаптивног деловања кобота. За разлику од традиционалних система који обезбеђују примарно физичку подршку, предложени приступ укључује и механизам за доношење одлука на основу тренутног контекста, реализован кроз Модул стратешке подршке, што омогућава да систем одговара на промене физиолошког стања оператера. Резултати показују да адаптација у

реалном времену, заснована на континуираној мултимодалној процени, може допринети дужем одржавању извођења задатка, ограничавању развоја локализованог мишићног замора и одржавању постуре у оквиру унапред дефинисаних ергономских граница. На тај начин смањује се изложеност неповољним физичким условима који, уколико су дуготрајни или се учестало понављају, могу допринети развоју MSD. Способност система да аутоматски реагује при детектованом мишићном замору променом конфигурације робота или заустављањем задатка при детекцији неергономске постуре указује на прелаз са реактивног ка превентивном приступу у ергономији. Другим речима, систем није ограничен само на пружање физичке подршке при извођењу задатка, већ активно прилагођава услове рада у складу са процењеним стањем оператера. Овакав приступ у складу је са принципима Индустрије 5.0, у којој су усмереност на човека, очување здравља и добробити радника и одрживост производних процеса постављени као важни циљеви развоја индустријских система. Додатна предност је то што се интервенције спроводе без потребе да оператер ручно иницира промену режима рада, чиме се потенцијално смањује његово когнитивно оптерећење и омогућава већа усмереност на сам задатак. Сагледани резултати указују на потенцијал система да смањи изложеност неповољним ергономским условима и прекомерном физиолошком оптерећењу, чиме се ствара основа за развој интелигентнијих и ергономски прилагодљивих HRC облика. Шира примена оваквог приступа у различитим индустријским областима могла би да допринесе смањењу ризика од повреда и поремећаја повезаних са радом, као и стварању безбеднијих и продуктивнијих радних места.

Основни модули за процену физичког стања оператера, као и за физичку, нефизичку и стратешку подршку, реализовани су као независне компоненте у оквиру модуларне архитектуре. Оваква организација омогућава да се поједини делови система прилагођавају, проширују или замењују у складу са захтевима конкретне примене, што је у складу са флексибилним приступом Индустрије 5.0. Појединачни модули могу се заменити другим имплементацијама или допунити наменски развијеним функционалностима, без потребе за изменом целокупне архитектуре. Иако је у овој дисертацији приказана једна конкретна реализација, предложена архитектура остаје отворена за даље прилагођавање и примену у другим колаборативним задацима.

Резултати пружају потврду изводљивости интегрисане ергономске радне станице која обједињује праћење постуре и процену ергономског ризика у реалном времену, праћење мишићног замора и адаптивну роботску подршку током колаборативних задатака човека и робота. Ипак, за повећање робусности система и потврду његове практичне применљивости неопходна су додатна испитивања. Експерименти су спроведени у контролисаном лабораторијском окружењу пројектованом тако да опонаша индустријске услове. Таква поставка омогућила је контролисане услове мерења, висок квалитет прикупљених података и поновљивост експеримената, али је за потпуну оцену перформанси система потребна валидација у реалном индустријском окружењу, у којем су присутни додатни извори варијабилности, као што су бука у окружењу, истовремено извођење више активности и различит темпо рада оператера.

У експериментима су учествовали здрави одрасли мушкарци, што је омогућило контролисано поређење резултата, али је истовремено ограничило разноврсност узорка. Укључивање испитаника различите старосне доби, радног искуства и физичких карактеристика омогућило би поузданију процену могућности генерализације добијених резултата и идентификацију индивидуалних образаца развоја мишићног замора. Тренутни приступ заснива се на фиксним праговима за детекцију замора, који су били погодни за почетну експерименталну валидацију, али се даље унапређење може остварити применом адаптивних и персонализованих модела. Такви модели могли би да укључе и додатне биосигнале, као што су варијабилност срчане фреквенције, проводљивост коже или EEG, чиме би се омогућила свеобухватнија процена стања оператера.

Коначно, експериментална валидација била је ограничена на један репрезентативни задатак, мануелно полирање, и две мишићне групе надлактице. Будућа истраживања требало би проширити на задатке који захтевају истовремено ангажовање већег броја зглобова и веће когнитивно оптерећење, као и на дуготрајнија испитивања у реалним индустријским условима. Укључивање повратних информација оператера и анализа система током дужих периода рада биће значајни за процену могућности његовог проширења на различите задатке и услове рада, као и за потврду практичне применљивости предложеног приступа у индустрији.

7 Закључак

Циљ ове докторске дисертације био је развој методолошких оквира за објективну анализу и унапређење безбедности и ергономичности индустријских радних места применом вештачке интелигенције, компјутерске визије, физиолошких мерења и колаборативне роботике. Истраживање је организовано као повезан ток који обухвата препознавање небезбедних положаја, мултимодалну процену физичког оптерећења и развој система који процењено стање оператера користи за адаптивну роботску подршку.

У области аутоматског препознавања небезбедних положаја развијен је поступак заснован на 3D реконструкцији људског тела и класификацији његове просторне репрезентације. Интеграцијом VIBE, SMPL и MeshCNN модела омогућена је аутоматска процена безбедности положаја тела на основу његове тродимензионалне репрезентације. Поступак је верификован на задацима гурања и вучења ручних колица, дворучног бушења и колаборативног полирања, чиме је показано да иста основна методологија може да обухвати различите делове тела, нивое динамике и облике индустријске интеракције. Резултати су потврдили да 3D репрезентација позе садржи довољно информација за поуздано разликовање безбедних и небезбедних конфигурација, уз смањену зависност од параметара специфичних за појединачни процес. Истовремено је утврђено да динамичнији задаци и заклањање делова тела повећавају сложеност процене. Ово ограничење указује на потребу за бржим и робуснијим алгоритмима процене позе за континуалан рад у сложеним индустријским сценама.

Мултимодална анализа гурања и вучења индустријских ручних колица показала је да се безбедност физички захтевног задатка не може сагледати искључиво на основу спољашњих услова рада. Повезивањем мерења сила, EMG сигнала и физичке и психолошке процене испитаника утврђено је да различити оператери исти задатак могу изводити различитим обрасцима мишићне активације, симетрије покрета и уложеног напора. Показано је и да психолошки статус, болни синдроми и ограничења покретљивости могу утицати на начин извођења задатка и на тумачење објективно измерених показатеља. Тиме је потврђено да процена индустријске безбедности и ергономије захтева мултидисциплинарни приступ. Добијени резултати истовремено указују на потребу да се при процени ризика, поред карактеристика радног задатка, узму у обзир и индивидуалне разлике у начину његовог извођења и реаговању оператера на физичко оптерећење.

У делу дисертације посвећеном физичкој интеракцији човека и робота разматран је задатак колаборативног полирања. Комбиновањем процене позе, EMG мерења и мерења силе интеракције показано је да различите конфигурације тела и положаји руке доводе до различите расподеле мишићног оптерећења, док већа захтевана сила додатно појачава физиолошко оптерећење оператера. Показано је и да се применом алгоритама за процену позе могу издвојити и разликовати карактеристичне радне конфигурације оператера, док њихово повезивање са показатељима мишићне активности и замора омогућава формирање основе за развој адаптивних система који усмеравају оператера ка ергономски повољнијим радним конфигурацијама и смањењу физичког оптерећења.

На основу ових резултата унапређен је концепт неуроергономске радне станице [170] у циљу побољшања физичке ергономије, интеграцијом процене положаја тела и ергономског ризика, праћења мишићног замора, визуелне повратне информације, стратешког одлучивања и физичке подршке колаборативног робота. Њен главни допринос огледа се у томе што информације о положају тела, физиолошком стању оператера и сили интеракције не остају само резултат надзора и анализе, већ се непосредно користе као основа за адаптацију роботске подршке у реалном времену. На тај начин успостављена је функционална веза између процене стања човека, доношења одлуке и измене параметара колаборативног задатка, чиме систем прелази са пасивног препознавања ергономски неповољних услова на њихово активно ублажавање. У случају детектованог мишићног замора систем мења радну конфигурацију ради растерећења заморене мишићне групе, док се при неергономској постури рад прекида, тако да је извршавање задатка дозвољено само у ергономски исправном положају.

Експериментална евалуација на ограниченом узорку указала је да адаптивна подршка може да продужи одрживо време извођења задатка, док неповољна конфигурација убрзава замор и смањује способност одржавања захтеваног учинка. На тај начин процењено физичко стање оператера непосредно се користи за прилагођавање начина извршавања задатка, са циљем одржавања ергономски прихватљиве постуре и смањења прекомерног локализованог мишићног замора.

Спроведена истраживања указала су и на ограничења која одређују правце даљег рада. Предложене методе потребно је додатно верификовати на већем и разноврснијем броју испитаника, током дужег извођења радних активности и у реалним производним условима. Посебно је значајно испитати робусност визуелне процене у присуству заклањања делова тела, промена положаја камере, осветљења и радне опреме, као и проширити физиолошку анализу на већи број мишићних група и различите категорије индустријских задатака.

Посебан правац будућих истраживања представља развој модела који би повезали кинематичке карактеристике људског кретања са физиолошким показатељима физичког оптерећења. Коришћењем синхронизованих видео-записа, процењених 2D и 3D поза и EMG сигнала током обучавања, могуће је развијати моделе који би из визуелно регистрованог кретања процењивали ангажовање појединих мишићних група и промену њиховог оптерећења током времена. Тиме би се физиолошка мерења користила за формирање и валидацију модела, док би се у практичној примени део информација о физичком стању оператера могао добијати непосредно из видео-записа. Овакав приступ би омогућио интегрисану процену постуре и мишићног оптерећења уз мању зависност од носивих сензора и отворио простор за развој напреднијих метода персонализоване ергономске процене.

Дисертација показује да се применом вештачке интелигенције и мултимодалних сензорских података може успоставити оквир за анализу и унапређење индустријских радних места. Научни допринос огледа се у повезивању генеричког препознавања небезбедних положаја, објективне процене физичког оптерећења и адаптивне роботске подршке у заокружен методолошки ток. Колаборативни роботи у том контексту представљају једну од кључних технологија Индустрије 5.0, јер омогућавају непосредну физичку подршку човеку и флексибилно прилагођавање начина извршавања заједничких радних задатака. Тиме је постављена основа за развој радних места Индустрије 5.0 у којима човек остаје носилац знања, флексибилности и одлучивања, док вештачка интелигенција и колаборативна роботика делују као средства за очување његовог здравља, смањење ризика и одрживо унапређење радних перформанси.

Литература

[1] R. R. Galin and R. V Meshcheryakov, “Human-Robot Interaction Efficiency and Human-Robot Collaboration,” in *Robotics: Industry 4.0 Issues & New Intelligent Control Paradigms*, A. G. Kravets, Ed., Cham: Springer International Publishing, 2020, pp. 55–63. doi: 10.1007/978-3-030-37841-7_5.

[2] X. Xu, Y. Lu, B. Vogel-Heuser, and L. Wang, “Industry 4.0 and Industry 5.0—Inception, conception and perception,” *J. Manuf. Syst.*, vol. 61, pp. 530–535, 2021, doi: 10.1016/j.jmsy.2021.10.006.

[3] C. Yaris, G. Ditchburn, G. J. Curtis, and L. Brook, “Combining physical and psychosocial safety: A comprehensive workplace safety model,” *Saf. Sci.*, vol. 132, p. 104949, 2020, doi: 10.1016/j.ssci.2020.104949.

[4] J. De Kok *et al.*, “Work-related musculoskeletal disorders: prevalence, costs and demographics in the EU,” *European agency for safety and health at work*, vol. 1, 2019.

[5] F. A. Manuele, “Risk assessment & hierarchies of control,” *Prof. Saf.*, vol. 50, no. 5, pp. 33–39, 2005.

[6] B. R. Da Costa and E. R. Vieira, “Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: a systematic review of recent longitudinal studies,” *Am. J. Ind. Med.*, vol. 53, no. 3, pp. 285–323, 2010, doi: 10.1002/ajim.20750.

[7] D. Chen, Y. Cai, J. Cui, J. Chen, H. Jiang, and M.-C. Huang, “Risk factors identification and visualization for work-related musculoskeletal disorders with wearable and connected gait analytics system and kinect skeleton models,” *Smart Health*, vol. 7–8, pp. 60–77, 2018, doi: 10.1016/j.smhl.2018.05.003.

[8] S. P. Anderson and J. Oakman, “Allied Health Professionals and Work-Related Musculoskeletal Disorders: A Systematic Review,” *Saf. Health Work*, vol. 7, no. 4, pp. 259–267, 2016, doi: 10.1016/j.shaw.2016.04.001.

[9] A. Cieza, K. Causey, K. Kamenov, S. W. Hanson, S. Chatterji, and T. Vos, “Global estimates of the need for rehabilitation based on the Global Burden of Disease study 2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019,” *The Lancet*, vol. 396, no. 10267, pp. 2006–2017, 2020, doi: 10.1016/S0140-6736(20)32340-0.

[10] J. Seo, S. Han, S. Lee, and H. Kim, “Computer vision techniques for construction safety and health monitoring,” *Advanced Engineering Informatics*, vol. 29, no. 2, pp. 239–251, 2015, doi: 10.1016/j.aei.2015.02.001.

[11] L. McAtamney and E. N. Corlett, “RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders,” *Appl. Ergon.*, vol. 24, no. 2, pp. 91–99, 1993, doi: 10.1016/0003-6870(93)90080-S.

[12] S. Hignett and L. McAtamney, “Rapid entire body assessment (REBA),” *Appl. Ergon.*, vol. 31, no. 2, pp. 201–205, 2000.

[13] O. Karhu, P. Kansi, and I. Kuorinka, “Correcting working postures in industry: A practical method for analysis,” *Appl. Ergon.*, vol. 8, no. 4, pp. 199–201, 1977.

[14] L. Ding, W. Fang, H. Luo, P. E. D. Love, B. Zhong, and X. Ouyang, “A deep hybrid learning model to detect unsafe behavior: Integrating convolution neural networks and long short-term memory,” *Autom. Constr.*, vol. 86, pp. 118–124, 2018, doi: 10.1016/j.autcon.2017.11.002.

[15] W. Fang *et al.*, “Computer vision applications in construction safety assurance,” *Autom. Constr.*, vol. 110, p. 103013, 2020, doi: 10.1016/j.autcon.2019.103013.

[16] S. Han and S. Lee, “A vision-based motion capture and recognition framework for behavior-based safety management,” *Autom. Constr.*, vol. 35, pp. 131–141, 2013, doi: 10.1016/j.autcon.2013.05.001.

[17] H. Luo, C. Xiong, W. Fang, P. E. D. Love, B. Zhang, and X. Ouyang, “Convolutional neural networks: Computer vision-based workforce activity assessment in construction,” *Autom. Constr.*, vol. 94, pp. 282–289, 2018, doi: 10.1016/j.autcon.2018.06.007.

[18] Y. Chen, Y. Tian, and M. He, "Monocular human pose estimation: A survey of deep learning-based methods," *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 192, p. 102897, 2020, doi: 10.1016/j.cviu.2019.102897.
[19] M. Kocabas, N. Athanasiou, and M. J. Black, "Vibe: Video inference for human body pose and shape estimation," in *Proceedings of the IEEE/CVF conference on computer vision and pattern recognition*, 2020, pp. 5253–5263.
[20] C. J. De Luca, "Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans," *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 11, no. 4, pp. 251–279, 1984. Accessed: Sep. 25, 2026. [Online]. Available: http://europepmc.org/abstract/MED/6391814
[21] M. Cifrek, V. Medved, S. Tonković, and S. Ostojić, "Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics," *Clinical Biomechanics*, vol. 24, no. 4, pp. 327–340, 2009, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010.
[22] "ISO/TS 15066:2016 Robots and robotic devices — Collaborative robots," Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization. Accessed: Jan. 04, 2023. [Online]. Available: https://www.iso.org/standard/62996.html
[23] W. Kim, L. Peternel, M. Lorenzini, J. Babič, and A. Ajoudani, "A Human-Robot Collaboration Framework for Improving Ergonomics During Dexterous Operation of Power Tools," *Robot. Comput. Integr. Manuf.*, vol. 68, p. 102084, 2021, doi: 10.1016/j.rcim.2020.102084.
[24] L. Fortini, M. Lorenzini, W. Kim, E. De Momi, and A. Ajoudani, "A Real-time Tool for Human Ergonomics Assessment based on Joint Compressive Forces," in *2020 29th IEEE International Conference on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN)*, 2020, pp. 1164–1170. doi: 10.1109/RO-MAN47096.2020.9223565.
[25] J. Howard, "OSHA standards-setting: past glory, present reality and future hope," *Emp. Rts. & Emp. Pol'y J.*, vol. 14, p. 237, 2010.
[26] National Institute for Occupational Safety and Health, "About Ergonomics and Work-Related Musculoskeletal Disorders," Feb. 2024. Accessed: Sep. 25, 2026. [Online]. Available: https://www.cdc.gov/niosh/ergonomics/about/index.html
[27] International Ergonomics Association, "What Is Ergonomics (HFE)? Definition and Applications." Accessed: Sep. 25, 2026. [Online]. Available: https://iea.cc/about/what-is-ergonomics/
[28] L. Punnett and D. H. Wegman, "Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate," *Journal of electromyography and kinesiology*, vol. 14, no. 1, pp. 13–23, 2004.
[29] National Research Council and Institute of Medicine, *Musculoskeletal Disorders and the Workplace: Low Back and Upper Extremities*. Washington, DC: National Academy Press, 2001. doi: 10.17226/10032.
[30] European Agency for Safety and H. at Work, "Musculoskeletal Disorders." Accessed: Sep. 25, 2026. [Online]. Available: https://osha.europa.eu/en/themes/musculoskeletal-disorders
[31] A. M. Vukicevic, M. Djapan, V. Isailovic, D. Milasinovic, M. Savkovic, and P. Milosevic, "Generic compliance of industrial PPE by using deep learning techniques," *Saf. Sci.*, vol. 148, p. 105646, 2022, doi: 10.1016/j.ssci.2021.105646.
[32] V. Isailovic *et al.*, "Compliance of head-mounted personal protective equipment by using YOLOv5 object detector," in *2021 International Conference on Electrical, Computer and Energy Technologies (ICECET)*, 2021, pp. 1–5. doi: 10.1109/ICECET52533.2021.9698662.
[33] A. A. of O. Surgeons, "One in two Americans have a musculoskeletal condition: New report outlines the prevalence, scope, cost and projected growth of musculoskeletal disorders in the US," *ScienceDaily. ScienceDaily*, vol. 1, 2016.
[34] A. Parent-Thirion *et al.*, "Fifth European Working Conditions Survey: Overview Report," Dublin, Ireland, Jun. 2012. doi: 10.2806/34660.
[35] A. Toshev and C. Szegedy, "Deeppose: Human pose estimation via deep neural networks," in *Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition*, 2014, pp. 1653–1660.

[36] M. Andriluka, L. Pishchulin, P. Gehler, and B. Schiele, "2d human pose estimation: New benchmark and state of the art analysis," in *Proceedings of the IEEE Conference on computer Vision and Pattern Recognition*, 2014, pp. 3686–3693.
[37] M. Loper, N. Mahmood, J. Romero, G. Pons-Moll, and M. J. Black, "SMPL: A skinned multi-person linear model," *ACM transactions on graphics (TOG)*, vol. 34, no. 6, pp. 1–16, 2015.
[38] D. Pavllo, C. Feichtenhofer, D. Grangier, and M. Auli, "3d human pose estimation in video with temporal convolutions and semi-supervised training," in *2019 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, IEEE, 2019, pp. 7745–7754.
[39] F. Bogo, A. Kanazawa, C. Lassner, P. Gehler, J. Romero, and M. J. Black, "Keep it SMPL: Automatic estimation of 3D human pose and shape from a single image," in *European conference on computer vision*, Springer, 2016, pp. 561–578.
[40] Z. Cao, T. Simon, S.-E. Wei, and Y. Sheikh, "Realtime multi-person 2d pose estimation using part affinity fields," in *Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition*, IEEE, 2017, pp. 7291–7299.
[41] K. He, G. Gkioxari, P. Dollár, and R. Girshick, "Mask r-cnn," in *Proceedings of the IEEE international conference on computer vision*, 2017, pp. 2961–2969.
[42] S.-E. Wei, V. Ramakrishna, T. Kanade, and Y. Sheikh, "Convolutional pose machines," in *Proceedings of the IEEE conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 2016, pp. 4724–4732.
[43] A. Newell, K. Yang, and J. Deng, "Stacked hourglass networks for human pose estimation," in *European conference on computer vision*, Springer, 2016, pp. 483–499.
[44] B. Xiao, H. Wu, and Y. Wei, "Simple baselines for human pose estimation and tracking," in *European conference on computer vision*, Springer, 2018, pp. 472–487.
[45] H.-S. Fang, S. Xie, Y.-W. Tai, and C. Lu, "Rmpe: Regional multi-person pose estimation," in *2017 IEEE International conference on computer vision (ICCV)*, IEEE, 2017, pp. 2353–2362.
[46] G. Papandreou, T. Zhu, L.-C. Chen, S. Gidaris, J. Tompson, and K. Murphy, "Personlab: Person pose estimation and instance segmentation with a bottom-up, part-based, geometric embedding model," in *European conference on computer vision*, Springer, 2018, pp. 282–299.
[47] K. Sun, B. Xiao, D. Liu, and J. Wang, "Deep high-resolution representation learning for human pose estimation," in *2019 IEEE/CVF conference on computer vision and pattern recognition (CVPR)*, IEEE, 2019, pp. 5686–5696.
[48] S. Kreiss, L. Bertoni, and A. Alahi, "Pifpaf: Composite fields for human pose estimation," in *2019 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, IEEE, 2019, pp. 11969–11978.
[49] J. Li, C. Wang, H. Zhu, Y. Mao, H.-S. Fang, and C. Lu, "Crowdpose: Efficient crowded scenes pose estimation and a new benchmark," in *2019 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, IEEE, 2019, pp. 10855–10864.
[50] B. Cheng, B. Xiao, J. Wang, H. Shi, T. S. Huang, and L. Zhang, "Higherhrnet: Scale-aware representation learning for bottom-up human pose estimation," in *Proceedings of the IEEE/CVF conference on computer vision and pattern recognition*, 2020, pp. 5386–5395.
[51] Z. Geng, K. Sun, B. Xiao, Z. Zhang, and J. Wang, "Bottom-up human pose estimation via disentangled keypoint regression," *arXiv preprint arXiv:2104.02300*, 2021.
[52] Y. Yuan *et al.*, "Hrformer: High-resolution vision transformer for dense predict," *Adv. Neural Inf. Process. Syst.*, vol. 34, pp. 7281–7293, 2021.
[53] Y. Xu, J. Zhang, Q. Zhang, and D. Tao, "Vitpose: Simple vision transformer baselines for human pose estimation," *Adv. Neural Inf. Process. Syst.*, vol. 35, pp. 38571–38584, 2022.
[54] V. Bazarevsky, I. Grishchenko, K. Raveendran, T. Zhu, F. Zhang, and M. Grundmann, "Blazepose: On-device real-time body pose tracking," *arXiv preprint arXiv:2006.10204*, 2020.
[55] Y. Wang, M. Li, H. Cai, W.-M. Chen, and S. Han, "Lite pose: Efficient architecture design for 2d human pose estimation," in *Proceedings of the IEEE/CVF conference on computer vision and pattern recognition*, 2022, pp. 13126–13136.

[56] D. Maji, S. Nagori, M. Mathew, and D. Poddar, "Yolo-pose: Enhancing yolo for multi person pose estimation using object keypoint similarity loss," in *2022 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW)*, IEEE, 2022, pp. 2636–2645.
[57] H.-S. Fang *et al.*, "Alphapose: Whole-body regional multi-person pose estimation and tracking in real-time," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 45, no. 6, pp. 7157–7173, 2022.
[58] A. Kanazawa, M. J. Black, D. W. Jacobs, and J. Malik, "End-to-end recovery of human shape and pose," in *2018 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, IEEE, 2018, pp. 7122–7131.
[59] N. Mahmood, N. Ghorbani, N. F. Troje, G. Pons-Moll, and M. J. Black, "AMASS: Archive of motion capture as surface shapes," in *Proceedings of the IEEE/CVF international conference on computer vision*, 2019, pp. 5442–5451.
[60] T.-Y. Lin *et al.*, "Microsoft coco: Common objects in context," in *European conference on computer vision*, Springer, 2014, pp. 740–755.
[61] C. Ionescu, D. Papava, V. Olaru, and C. Sminchisescu, "Human3. 6m: Large scale datasets and predictive methods for 3d human sensing in natural environments," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 36, no. 7, pp. 1325–1339, 2013.
[62] H. Iyer and H. Jeong, "A systematic review of computer vision-based human pose estimation for occupational safety," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 113, p. 103931, 2026.
[63] I. Sárándi, T. Linder, K. O. Arras, and B. Leibe, "How robust is 3d human pose estimation to occlusion?," *arXiv preprint arXiv:1808.09316*, 2018.
[64] L. Li, Z. Xie, and X. Xu, "MOPED25: A multimodal dataset of full-body pose and motion in occupational tasks," *J. Biomech.*, vol. 113, p. 110086, 2020.
[65] Y. Cheng, B. Yang, B. Wang, and R. T. Tan, "3d human pose estimation using spatio-temporal networks with explicit occlusion training," in *Proceedings of the AAAI Conference on Artificial Intelligence*, 2020, pp. 10631–10638.
[66] G. C. David, "Ergonomic methods for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders," *Occup. Med. (Chic. Ill).*, vol. 55, no. 3, pp. 190–199, 2005.
[67] E.-P. Takala *et al.*, "Systematic evaluation of observational methods assessing biomechanical exposures at work," *Scand. J. Work Environ. Health*, pp. 3–24, 2010.
[68] G. Li and P. Buckle, "Current techniques for assessing physical exposure to work-related musculoskeletal risks, with emphasis on posture-based methods," *Ergonomics*, vol. 42, no. 5, pp. 674–695, 1999.
[69] J. Steven Moore and A. Garg, "The strain index: a proposed method to analyze jobs for risk of distal upper extremity disorders," *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, vol. 56, no. 5, pp. 443–458, 1995.
[70] D. Colombini, *Risk Assessment and Management of Repetitive Movements and Exertions of Upper Limbs: Job Analysis, Ocra Risk Indicies, Prevention Strategies and Design Principles*, vol. 2. Elsevier, 2002.
[71] D. Kee, "Systematic Comparison of OWAS, RULA, and REBA Based on a Literature Review," *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 19, no. 1, 2022, doi: 10.3390/ijerph19010595.
[72] R. M. Enoka and J. Duchateau, "Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function," *J. Physiol.*, vol. 586, no. 1, pp. 11–23, 2008.
[73] S. C. Gandevia, "Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue," *Physiol. Rev.*, vol. 81, no. 4, pp. 1725–1789, 2001.
[74] R. M. Enoka and J. Duchateau, "Translating fatigue to human performance," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 48, no. 11, p. 2228, 2016.
[75] R. Merletti and P. J. Parker, *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*. John Wiley & Sons, 2004.
[76] P. Konrad, "The abc of emg," *A practical introduction to kinesiological electromyography*, vol. 1, no. 2005, pp. 30–35, 2005.

[77] H. J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, and G. Rau, “Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures,” *Journal of electromyography and Kinesiology*, vol. 10, no. 5, pp. 361–374, 2000.
[78] A. Phinyomark, P. Phukpattaranont, and C. Limsakul, “Feature reduction and selection for EMG signal classification,” *Expert Syst. Appl.*, vol. 39, no. 8, pp. 7420–7431, 2012.
[79] A. Phinyomark, R. N. Khushaba, and E. Scheme, “Feature extraction and selection for myoelectric control based on wearable EMG sensors,” *Sensors*, vol. 18, no. 5, p. 1615, 2018.
[80] R. Merletti, M. Knaflitz, and C. J. De Luca, “Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions,” *J. Appl. Physiol.*, vol. 69, no. 5, pp. 1810–1820, 1990.
[81] W. Ament, G. J. J. Bonga, A. L. Hof, and G. J. Verkerke, “EMG median power frequency in an exhausting exercise,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 3, no. 4, pp. 214–220, 1993, doi: 10.1016/1050-6411(93)90010-T.
[82] U. E. Ogenyi, J. Liu, C. Yang, Z. Ju, and H. Liu, “Physical Human–Robot Collaboration: Robotic Systems, Learning Methods, Collaborative Strategies, Sensors, and Actuators,” *IEEE Trans. Cybern.*, vol. 51, no. 4, pp. 1888–1901, 2021, doi: 10.1109/TCYB.2019.2947532.
[83] S. Kumar, C. Savur, and F. Sahin, “Survey of Human–Robot Collaboration in Industrial Settings: Awareness, Intelligence, and Compliance,” *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. Syst.*, vol. 51, no. 1, pp. 280–297, 2021, doi: 10.1109/TSMC.2020.3041231.
[84] V. Villani, F. Pini, F. Leali, and C. Secchi, “Survey on Human–Robot Collaboration in Industrial Settings: Safety, Intuitive Interfaces and Applications,” *Mechatronics*, vol. 55, pp. 248–266, 2018, doi: 10.1016/j.mechatronics.2018.02.009.
[85] International Organization for Standardization, “ISO 10218-1:2025 Robotics – Safety requirements – Part 1: Industrial robots,” Feb. 2025, *Geneva, Switzerland*. Accessed: Sep. 25, 2026. [Online]. Available: https://www.iso.org/standard/73933.html
[86] International Organization for Standardization, “ISO 10218-2:2025 Robotics – Safety requirements – Part 2: Industrial robot applications and robot cells,” Feb. 2025, *Geneva, Switzerland*. Accessed: Sep. 25, 2026. [Online]. Available: https://www.iso.org/standard/73934.html
[87] S. Haddadin, A. De Luca, and A. Albu-Schaeffer, “Robot Collisions: A Survey on Detection, Isolation, and Identification,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 33, no. 6, pp. 1292–1312, 2017, doi: 10.1109/TRO.2017.2723903.
[88] N. Lucci, B. Lacevic, A. M. Zanchettin, and P. Rocco, “Combining Speed and Separation Monitoring With Power and Force Limiting for Safe Collaborative Robotics Applications,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 5, no. 4, pp. 6121–6128, 2020, doi: 10.1109/LRA.2020.3010211.
[89] I. Aaltonen, T. Salmi, and I. Marstio, “Refining Levels of Collaboration to Support the Design and Evaluation of Human–Robot Interaction in the Manufacturing Industry,” *Procedia CIRP*, vol. 72, pp. 93–98, 2018, doi: 10.1016/j.procir.2018.03.214.
[90] N. Hogan, “Impedance Control: An Approach to Manipulation: Part I—Theory,” *J. Dyn. Syst. Meas. Control*, vol. 107, no. 1, pp. 1–7, 1985, doi: 10.1115/1.3140702.
[91] A. Albu-Schaffer and G. Hirzinger, “Cartesian impedance control techniques for torque controlled light-weight robots,” in *Proceedings 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No. 02CH37292)*, IEEE, 2002, pp. 657–663.
[92] F. Ficuciello, L. Villani, and B. Siciliano, “Variable Impedance Control of Redundant Manipulators for Intuitive Human–Robot Physical Interaction,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 31, no. 4, pp. 850–863, 2015, doi: 10.1109/TRO.2015.2430053.
[93] P. Tsarouchi, A.-S. Matthaiakis, S. Makris, and G. Chryssolouris, “On a Human-Robot Collaboration in an Assembly Cell,” *Int. J. Comput. Integr. Manuf.*, vol. 30, no. 6, pp. 580–589, 2017, doi: 10.1080/0951192X.2016.1187297.
[94] S. Comari *et al.*, “Mobile Cobots for Autonomous Raw-Material Feeding of Automatic Packaging Machines,” *J. Manuf. Syst.*, vol. 64, pp. 211–224, 2022, doi: 10.1016/j.jmsy.2022.06.007.

[95] E. Lamon, M. Leonori, W. Kim, and A. Ajoudani, "Towards an Intelligent Collaborative Robotic System for Mixed Case Palletizing," in *2020 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, IEEE, 2020, pp. 9128–9134. doi: 10.1109/ICRA40945.2020.9196850.

[96] T. Brito, J. Queiroz, L. Piardi, L. A. Fernandes, J. Lima, and P. Leitao, "A Machine Learning Approach for Collaborative Robot Smart Manufacturing Inspection for Quality Control Systems," *Procedia Manuf.*, vol. 51, pp. 11–18, 2020, doi: 10.1016/j.promfg.2020.10.003.

[97] P. Magalhaes and N. Ferreira, "Inspection Application in an Industrial Environment with Collaborative Robots," *Automation*, vol. 3, no. 2, pp. 258–268, 2022, doi: 10.3390/automation3020013.

[98] S. Chen, X. Sun, Z. Zhao, M. Xiao, and T. Zou, "An Online Human-Robot Collaborative Grinding State Recognition Approach Based on Contact Dynamics and LSTM," *Front. Neurorobot.*, vol. 16, p. 971205, 2022, doi: 10.3389/fnbot.2022.971205.

[99] F. Pini and F. Leali, "Human-Robot Collaborative Reconfigurable Platform for Surface Finishing Processes," *Procedia Manuf.*, vol. 38, pp. 76–83, 2020, doi: 10.1016/j.promfg.2020.01.011.

[100] Y. Cao, Q. Zhou, W. Yuan, Q. Ye, D. Popa, and Y. Zhang, "Human-Robot Collaborative Assembly and Welding: A Review and Analysis of the State of the Art," *J. Manuf. Process.*, vol. 131, pp. 1388–1403, 2024, doi: 10.1016/j.jmapro.2024.09.044.

[101] A. Papadimitriou, D. Folinas, and I. Kostavelis, "Human-Robot Collaborative Picking System for Agile Warehouses," *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 141, no. 7–8, pp. 4627–4644, 2025, doi: 10.1007/s00170-025-16938-1.

[102] E. Merlo *et al.*, "An ergonomic role allocation framework for dynamic human–robot collaborative tasks," *J. Manuf. Syst.*, vol. 67, pp. 111–121, 2023.

[103] M. Lorenzini, W. Kim, and A. Ajoudani, "An Online Multi-Index Approach to Human Ergonomics Assessment in the Workplace," *IEEE Trans. Hum. Mach. Syst.*, vol. 52, no. 5, pp. 812–823, 2022, doi: 10.1109/THMS.2021.3133807.

[104] S. Han, S. Lee, and F. Peña-Mora, "Vision-based detection of unsafe actions of a construction worker: Case study of ladder climbing," *Journal of Computing in Civil Engineering*, vol. 27, no. 6, pp. 635–644, 2013.

[105] H. Guo, Y. Yu, Q. Ding, and M. Skitmore, "Image-and-skeleton-based parameterized approach to real-time identification of construction workers' unsafe behaviors," *J. Constr. Eng. Manag*, vol. 144, no. 6, p. 4018042, 2018.

[106] Y. Yu, H. Guo, Q. Ding, H. Li, and M. Skitmore, "An experimental study of real-time identification of construction workers' unsafe behaviors," *Autom. Constr.*, vol. 82, pp. 193–206, 2017, doi: 10.1016/j.autcon.2017.05.002.

[107] A. M. Vukicevic, I. Macuzic, N. Mijailovic, A. Peulic, and M. Radovic, "Assessment of the handcart pushing and pulling safety by using deep learning 3D pose estimation and IoT force sensors," *Expert Syst. Appl.*, vol. 183, p. 115371, 2021, doi: 10.1016/j.eswa.2021.115371.

[108] W. Fang, L. Ding, H. Luo, and P. E. D. Love, "Falls from heights: A computer vision-based approach for safety harness detection," *Autom. Constr.*, vol. 91, pp. 53–61, 2018, doi: 10.1016/j.autcon.2018.02.018.

[109] Md. Al-Amin, R. Qin, M. Moniruzzaman, Z. Yin, W. Tao, and M. C. Leu, "An individualized system of skeletal data-based CNN classifiers for action recognition in manufacturing assembly," *J. Intell. Manuf.*, 2021, doi: 10.1007/s10845-021-01815-x.

[110] M. Ciccarelli *et al.*, "SPECTRE: a deep learning network for posture recognition in manufacturing," *J. Intell. Manuf.*, vol. 34, no. 8, pp. 3469–3481, 2023, doi: 10.1007/s10845-022-02014-y.

[111] J. Yang, J. Lee, and J. Choi, "Activity Recognition Based on RFID Object Usage for Smart Mobile Devices," *J. Comput. Sci. Technol.*, vol. 26, no. 2, pp. 239–246, 2011, doi: 10.1007/s11390-011-9430-9.

[112] C. Hofmann, C. Patschkowski, B. Haefner, and G. Lanza, “Machine Learning Based Activity Recognition To Identify Wasteful Activities In Production,” *Procedia Manuf.*, vol. 45, pp. 171–176, 2020, doi: 10.1016/j.promfg.2020.04.090.
[113] F. J. Ordóñez and D. Roggen, “Deep Convolutional and LSTM Recurrent Neural Networks for Multimodal Wearable Activity Recognition,” *Sensors*, vol. 16, no. 1, 2016, doi: 10.3390/s16010115.
[114] “Council Directive 89/654/EEC of 30 November 1989 concerning the minimum safety and health requirements for the workplace.” Accessed: Jan. 04, 2023. [Online]. Available: https://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/?uri=celex%3A31989L0654
[115] “Council Directive 90/269/EEC of 29 May 1990 on the minimum health and safety requirements for the manual handling of loads where there is a risk particularly of back injury to workers.” Accessed: Jan. 04, 2023. [Online]. Available: https://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/?uri=celex%3A31990L0269
[116] “ISO 11228-2:2007 Ergonomics — Manual handling — Part 2: Pushing and pulling.” Accessed: Jan. 04, 2023. [Online]. Available: https://www.iso.org/standard/26521.html
[117] M. Petrovic, A. M. Vukicevic, B. Lukic, and K. Jovanovic, “Assessment of the Human-Robot Collaborative Polishing Task by Using EMG Sensors and 3D Pose Estimation,” in *Advances in Service and Industrial Robotics*, A. Müller and M. Brandstötter, Eds., Cham: Springer International Publishing, 2022, pp. 564–570.
[118] M. Garland and P. S. Heckbert, “Surface simplification using quadric error metrics,” in *Proceedings of the 24th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, 1997, pp. 209–216.
[119] P. D. Hung and N. T. Su, “Unsafe Construction Behavior Classification Using Deep Convolutional Neural Network,” *Pattern Recognition and Image Analysis*, vol. 31, no. 2, pp. 271–284, 2021, doi: 10.1134/S1054661821020073.
[120] R. Hanocka, A. Hertz, N. Fish, R. Giryes, S. Fleishman, and D. Cohen-Or, “MeshCNN: A Network with an Edge,” *ACM Trans. Graph.*, vol. 38, no. 4, Jul. 2019, doi: 10.1145/3306346.3322959.
[121] D. P. Kingma and J. Ba, “Adam: A method for stochastic optimization,” *arXiv preprint arXiv:1412.6980*, 2014.
[122] M. A. Uy, Q.-H. Pham, B.-S. Hua, T. Nguyen, and S.-K. Yeung, “Revisiting point cloud classification: A new benchmark dataset and classification model on real-world data,” in *Proceedings of the IEEE/CVF international conference on computer vision*, 2019, pp. 1588–1597.
[123] T. Xu, D. An, Y. Jia, and Y. Yue, “A review: Point cloud-based 3d human joints estimation,” *Sensors*, vol. 21, no. 5, p. 1684, 2021.
[124] A. M. Vukicevic, M. Djapan, M. Stefanovic, and I. Macuzic, “SafE-Tag mobile: A novel javascript framework for real-time management of unsafe conditions and unsafe acts in SMEs,” *Saf. Sci.*, vol. 120, pp. 507–516, 2019, doi: 10.1016/j.ssci.2019.07.024.
[125] M. F. Antwi-Afari, H. Li, D. J. Edwards, E. A. Pärn, J. Seo, and A. Y. L. Wong, “Biomechanical analysis of risk factors for work-related musculoskeletal disorders during repetitive lifting task in construction workers,” *Autom. Constr.*, vol. 83, pp. 41–47, 2017, doi: 10.1016/j.autcon.2017.07.007.
[126] M. F. Antwi-Afari, H. Li, W. Umer, Y. Yu, and X. Xing, “Construction activity recognition and ergonomic risk assessment using a wearable insole pressure system,” *J. Constr. Eng. Manag.*, vol. 146, no. 7, p. 4020077, 2020.
[127] M. Márquez Gómez, “Prediction of work-related musculoskeletal discomfort in the meat processing industry using statistical models,” *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 75, p. 102876, 2020, doi: 10.1016/j.ergon.2019.102876.
[128] N. D. Nath, T. Chaspari, and A. H. Behzadan, “Automated ergonomic risk monitoring using body-mounted sensors and machine learning,” *Advanced Engineering Informatics*, vol. 38, pp. 514–526, 2018, doi: 10.1016/j.aei.2018.08.020.

[129] W. S. Marras, "Industrial electromyography (EMG)," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 6, no. 1, pp. 89–93, 1990.
[130] S. Day, "Important factors in surface EMG measurement," *Bortec Biomedical Ltd publishers*, pp. 1–17, 2002.
[131] L. Peternel, N. Tsagarakis, D. Caldwell, and A. Ajoudani, "Robot adaptation to human physical fatigue in human–robot co-manipulation," *Auton. Robots*, vol. 42, no. 5, pp. 1011–1021, 2018, doi: 10.1007/s10514-017-9678-1.
[132] D. Wang, B. Hu, F. Dai, and X. Ning, "Sensor-based factorial experimental study on low back disorder risk factors among roofers," 2015. Accessed: Sep. 25, 2026. [Online]. Available: https://open.library.ubc.ca/collections/52660/items/1.0076336
[133] E. A. Salas, P. Vi, V. L. Reider, and A. E. Moore, "Factors affecting the risk of developing lower back musculoskeletal disorders (MSDs) in experienced and inexperienced rodworkers," *Appl. Ergon.*, vol. 52, pp. 62–68, 2016, doi: 10.1016/j.apergo.2015.06.016.
[134] L. Peppoloni, A. Filippeschi, E. Ruffaldi, and C. A. Avizzano, "A novel wearable system for the online assessment of risk for biomechanical load in repetitive efforts," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 52, pp. 1–11, 2016, doi: 10.1016/j.ergon.2015.07.002.
[135] Q. Liu, Y. Liu, X. Leng, J. Han, F. Xia, and H. Chen, "Impact of Chronic Stress on Attention Control: Evidence from Behavioral and Event-Related Potential Analyses," *Neurosci. Bull.*, vol. 36, no. 11, pp. 1395–1410, 2020, doi: 10.1007/s12264-020-00549-9.
[136] J. Yang, G. Cheng, Y. Zhang, T. Covassin, E. O. Heiden, and C. Peek-Asa, "Influence of symptoms of depression and anxiety on injury hazard among collegiate American football players.," *Res. Sports Med.*, vol. 22, no. 2, pp. 147–160, 2014, doi: 10.1080/15438627.2014.881818.
[137] C. Haslam, S. Atkinson, S. Brown, and R. A. Haslam, "Perceptions of the impact of depression and anxiety and the medication for these conditions on safety in the workplace," *Occup. Environ. Med.*, vol. 62, no. 8, pp. 538–545, 2005, doi: 10.1136/oem.2004.016196.
[138] V. Gerasimaviciute *et al.*, "Reciprocal associations between depression, anxiety and work-related injury," *Injury Prevention*, vol. 26, no. 6, pp. 529–535, 2020, doi: 10.1136/injuryprev-2019-043403.
[139] C. Pinupong, W. Jalayondeja, K. Mekhora, P. Bhuanantanondh, and C. Jalayondeja, "The Effects of Ramp Gradients and Pushing–Pulling Techniques on Lumbar Spinal Load in Healthy Workers," *Saf. Health Work*, vol. 11, no. 3, pp. 307–313, 2020, doi: 10.1016/j.shaw.2020.05.001.
[140] N. J. Seo, B. S. Sindhu, and O. Shechtman, "Influence of Pain Associated with Musculoskeletal Disorders on Grip Force Timing," *Journal of Hand Therapy*, vol. 24, no. 4, pp. 335–344, 2011, doi: 10.1016/j.jht.2011.06.004.
[141] N. J. Seo and T. J. Armstrong, "Biomechanical analysis for handle stability during maximum push and pull exertions," *Ergonomics*, vol. 52, no. 12, pp. 1568–1575, 2009, doi: 10.1080/00140130903287999.
[142] W. Karwowski, "The discipline of ergonomics and human factors," *Handbook of human factors and ergonomics*, vol. 3, pp. 3–31, 2006.
[143] P. F. Lovibond and S. H. Lovibond, "The structure of negative emotional states: Comparison of the Depression Anxiety Stress Scales (DASS) with the Beck Depression and Anxiety Inventories," *Behaviour Research and Therapy*, vol. 33, no. 3, pp. 335–343, 1995, doi: 10.1016/0005-7967(94)00075-U.
[144] M. M. Antony, P. J. Bieling, B. J. Cox, M. W. Enns, and R. P. Swinson, "Psychometric properties of the 42-item and 21-item versions of the Depression Anxiety Stress Scales in clinical groups and a community sample.," *Psychol. Assess.*, vol. 10, no. 2, p. 176, 1998.
[145] "The Serbian Adaptation of the DASS Scale." Accessed: Sep. 25, 2026. [Online]. Available: http://www2.psy.unsw.edu.au/Groups/Dass/Serbian/DASS-CYR.pdf
[146] K. F. Pedersen, G. Alves, J. P. Larsen, O.-B. Tysnes, S. G. Møller, and K. Brønnick, "Psychometric Properties of the Starkstein Apathy Scale in Patients With Early Untreated

Parkinson Disease," *The American Journal of Geriatric Psychiatry*, vol. 20, no. 2, pp. 142–148, 2012, doi: 10.1097/JGP.0b013e31823038f2.
[147] S. E. Starkstein *et al.*, "The prevalence and clinical correlates of apathy and irritability in Alzheimer's disease.," *Eur. J. Neurol.*, vol. 2, no. 6, pp. 540–546, Dec. 1995, doi: 10.1111/j.1468-1331.1995.tb00171.x.
[148] S. E. Starkstein, R. Jorge, and R. Mizrahi, "The prevalence, clinical correlates and treatment of apathy in Alzheimer's disease," *Eur. J. Psychiatry*, vol. 20, no. 2, pp. 96–106, 2006.
[149] H. Park, N. L. Sprince, M. Q. Lewis, L. F. Burmeister, P. S. Whitten, and C. Zwerling, "Risk factors for work-related injury among male farmers in Iowa: a prospective cohort study.," *J. Occup. Environ. Med.*, vol. 43, no. 6, pp. 542–547, Jun. 2001, doi: 10.1097/00043764-200106000-00007.
[150] H. Xiang, L. Stallones, Y. Chiu, and A. Epperson, "Non-Fatal Agricultural Injuries and Risk Factors Among Colorado Female Farmers," J. Agromedicine, vol. 5, no. 4, pp. 21–33, 1999, doi: 10.1300/J096v05n04_03.
[151] M. J. M. Hoozemans, E. B. Knelange, M. H. W. Frings-Dresen, H. E. J. Veeger, and P. P. F. M. Kuijer, "Are pushing and pulling work-related risk factors for upper extremity symptoms? A systematic review of observational studies," *Occup. Environ. Med.*, vol. 71, no. 11, pp. 788–795, 2014, doi: 10.1136/oemed-2013-101837.
[152] J. Kim, "Depression as a psychosocial consequence of occupational injury in the US working population: findings from the medical expenditure panel survey," *BMC Public Health*, vol. 13, no. 1, p. 303, 2013, doi: 10.1186/1471-2458-13-303.
[153] J. K. Gu, L. E. Charles, D. Fekedulegn, C. C. Ma, J. M. Violanti, and M. E. Andrew, "Occupational injury and psychological distress among U.S. workers: The National Health Interview Survey, 2004-2016.," *J. Safety Res.*, vol. 74, pp. 207–217, Sep. 2020, doi: 10.1016/j.jsr.2020.06.002.
[154] International Federation of Robotics, "Executive Summary: World Robotics 2021 – Industrial Robots," Frankfurt am Main, Germany, 2021. Accessed: Sep. 25, 2026. [Online]. Available: https://ifr.org/img/worldrobotics/Executive_Summary_WR_Industrial_Robots_2021.pdf
[155] G. Pavlakos, L. Zhu, X. Zhou, and K. Daniilidis, "Learning to estimate 3D human pose and shape from a single color image," in *2018 IEEE/CVF conference on computer vision and pattern recognition*, IEEE, 2018, pp. 459–468.
[156] M. Kocabas, S. Karagoz, and E. Akbas, "Self-supervised learning of 3d human pose using multi-view geometry," in *2019 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, IEEE, 2019, pp. 1077–1086.
[157] Y. Huang *et al.*, "Towards accurate marker-less human shape and pose estimation over time," in *2017 international conference on 3D vision (3DV)*, IEEE, 2017, pp. 421–430.
[158] M. Radmilović, D. Urukalo, M. Petrović, F. Bečanović, and K. Jovanović, "Influence of Muscle Co-Contraction Indicators for Different Task Conditions," in Proc. 8th Int. Conf. Electrical, Electronic and Computing Engineering (IcETRAN), Ethno Village Staniši ći, Republic of Srpska, Sep. 8–10, 2021, p. 584.
[159] B. Lukić, K. Jovanović, N. Knežević, L. Žlajpah, and T. Petrič, "Maximizing the end-effector Cartesian stiffness range for kinematic redundant robot with compliance," in *International Conference on Robotics in Alpe-Adria Danube Region*, Springer, 2020, pp. 208–217.
[160] N. Berx, W. Decré, J. De Schutter, and L. Pintelon, "A harmonious synergy between robotic performance and well-being in human-robot collaboration: A vision and key recommendations," *Annu. Rev. Control*, vol. 59, p. 100984, 2025, doi: 10.1016/j.arcontrol.2024.100984.
[161] O. Salunkhe, O. Stensöta, M. Åkerman, Å. F. Berglund, and P.-A. Alveflo, "Assembly 4.0: Wheel Hub Nut Assembly Using a Cobot," *IFAC-PapersOnLine*, vol. 52, no. 13, pp. 1632–1637, 2019, doi: 10.1016/j.ifacol.2019.11.434.

[162] Z. Chen and A. Adel, "Advancing robotic assembly in construction: Innovations, challenges, and opportunities," *Autom. Constr.*, vol. 178, p. 106370, 2025, doi: 10.1016/j.autcon.2025.106370.
[163] E. Gambao, M. Hernando, and D. Surdilovic, "A new generation of collaborative robots for material handling," in *ISARC. Proceedings of the International Symposium on Automation and Robotics in Construction*, IAARC Publications, 2012, p. 1.
[164] N. M. Gomes, F. N. Martins, J. Lima, and H. Wörtche, "Reinforcement Learning for Collaborative Robots Pick-and-Place Applications: A Case Study," *Automation*, vol. 3, no. 1, pp. 223–241, 2022, doi: 10.3390/automation3010011.
[165] A. Keshvarparast, N. Berti, S. Chand, M. Guidolin, Y. Lu, O. Battaia, X. Xu, and D. Battini, "Ergonomic design of Human-Robot collaborative workstation in the Era of Industry 5.0," *Comput. Ind. Eng.*, vol. 198, p. 110729, 2024, doi: 10.1016/j.cie.2024.110729.
[166] A. Buerkle *et al.*, "Towards industrial robots as a service (IRaaS): Flexibility, usability, safety and business models," *Robot. Comput. Integr. Manuf.*, vol. 81, p. 102484, 2023, doi: 10.1016/j.rcim.2022.102484.
[167] B. Karbouj, K. Al Rashwany, O. Alshamaa, and J. Krüger, "Adaptive Behavior of Collaborative Robots: Review and Investigation of Human Predictive Ability.," *Procedia CIRP*, vol. 130, pp. 952–958, 2024, doi: 10.1016/j.procir.2024.10.190.
[168] C. Esposito, V. De Simone, V. Di Pasquale, M. Rinaldi, M. Fera, and S. Miranda, "The role of human error in human robot interaction," *Procedia Comput. Sci.*, vol. 253, pp. 2347–2357, 2025, doi: 10.1016/j.procs.2025.01.295.
[169] E. M. Orlando *et al.*, "Understanding workers' psychological states and physiological responses during human–robot collaboration," *Int. J. Hum. Comput. Stud.*, vol. 200, p. 103516, 2025, doi: 10.1016/j.ijhcs.2025.103516.
[170] N. Kneževic, A. Savić, Z. Gordić, A. Ajoudani, and K. Jovanović, "Toward Industry 5.0: A Neuroergonomic Workstation for a Human-Centered, Collaborative Robot-Supported Manual Assembly Process," *IEEE Robot. Autom. Mag.*, pp. 2–13, 2024, doi: 10.1109/MRA.2024.3487323.
[171] M. Savković, C. Caiazzo, M. Djapan, A. M. Vukićević, M. Pušica, and I. Mačužić, "Development of Modular and Adaptive Laboratory Set-Up for Neuroergonomic and Human-Robot Interaction Research," *Front. Neurorobot.*, 2022, vol. 16, art. 863637, doi: 10.3389/fnbot.2022.863637.
[172] B. Berberian, B. Somon, A. Sahaï, and J. Gouraud, "The out-of-the-loop Brain: A neuroergonomic approach of the human automation interaction," *Annu. Rev. Control*, vol. 44, pp. 303–315, 2017, doi: 10.1016/j.arcontrol.2017.09.010.
[173] F. Brocal, "Brain-computer interfaces in safety and security fields: Risks and applications," *Saf. Sci.*, vol. 160, p. 106051, 2023, doi: 10.1016/j.ssci.2022.106051.
[174] A. M. Vukicevic, M. N. Petrovic, N. M. Knezevic, and K. M. Jovanovic, "Deep Learning-Based Recognition of Unsafe Acts in Manufacturing Industry," *IEEE Access*, vol. 11, pp. 103406–103418, 2023, doi: 10.1109/ACCESS.2023.3318114.
[175] J. S. Park, C. Park, and D. Manocha, "I-Planner: Intention-aware motion planning using learning-based human motion prediction," *Int. J. Rob. Res.*, vol. 38, no. 1, pp. 23–39, Jan. 2018, doi: 10.1177/0278364918812981.
[176] L. Peternel, C. Fang, N. Tsagarakis, and A. Ajoudani, "A selective muscle fatigue management approach to ergonomic human-robot co-manipulation," *Robot. Comput. Integr. Manuf.*, vol. 58, pp. 69–79, 2019, doi: 10.1016/j.rcim.2019.01.013.
[177] S. Kana, S. Lakshminarayanan, D. M. Mohan, and D. Campolo, "Impedance controlled human–robot collaborative tooling for edge chamfering and polishing applications," *Robot. Comput. Integr. Manuf.*, vol. 72, p. 102199, 2021, doi: 10.1016/j.rcim.2021.102199.
[178] M. Pearce, B. Mutlu, J. Shah, and R. Radwin, "Optimizing Makespan and Ergonomics in Integrating Collaborative Robots Into Manufacturing Processes," *IEEE Transactions on*

Automation Science and Engineering, vol. 15, no. 4, pp. 1772–1784, 2018, doi: 10.1109/TASE.2018.2789820.
[179] I. El Makrini, G. Mathijssen, S. Verhaegen, T. Verstraten, and B. Vanderborght, "A Virtual Element-Based Postural Optimization Method for Improved Ergonomics During Human-Robot Collaboration," *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, vol. 19, no. 3, pp. 1772–1783, 2022, doi: 10.1109/TASE.2022.3147702.
[180] K. Ottogalli, D. Rosquete, J. Rojo, A. Amundarain, J. M. Rodríguez, and D. Borro, "Virtual reality simulation of human-robot coexistence for an aircraft final assembly line: process evaluation and ergonomics assessment," *Int. J. Comput. Integr. Manuf.*, vol. 34, no. 9, pp. 975–995, Jan. 2021, doi: 10.1080/0951192X.2021.1946855.
[181] C. Lugaresi *et al.*, "Mediapipe: A framework for building perception pipelines," *arXiv preprint arXiv:1906.08172*, 2019.
[182] S. Thongpanja, A. Phinyomark, P. Phukpattaranont, and C. Limsakul, "A Feasibility Study of Fatigue and Muscle Contraction Indices Based on EMG Time-dependent Spectral Analysis," *Procedia Eng.*, vol. 32, pp. 239–245, 2012, doi: 10.1016/j.proeng.2012.01.1263.
[183] S. Thongpanja, A. Phinyomark, P. Phukpattaranont, and C. Limsakul, "Mean and Median Frequency of EMG Signal to Determine Muscle Force based on Time-Dependent Power Spectrum," *Elektronika ir Elektrotechnika*, vol. 19, no. 3, pp. 51–56, Jan. 2013, doi: 10.5755/j01.eee.19.3.3697.
[184] T. Öberg, L. Sandsjö, and R. Kadefors, "Electromyogram mean power frequency in non-fatigued trapezius muscle," *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, vol. 61, no. 5, pp. 362–369, 1990.
[185] M. Mugnosso, J. Zenzeri, C. M. L. Hughes, and F. Marini, "Coupling robot-aided assessment and surface electromyography (sEMG) to evaluate the effect of muscle fatigue on wrist position sense in the flexion-extension plane," *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 13, p. 396, 2019.
[186] G. Franzese, A. Mészáros, L. Peternel, and J. Kober, "ILoSA: Interactive Learning of Stiffness and Attractors," in *2021 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2021, pp. 7778–7785. doi: 10.1109/IROS51168.2021.9636710.
[187] N. Knežević, M. Petrović, and K. Jovanović, "Cartesian Stiffness Shaping of Compliant Robots—Incremental Learning and Optimization Based on Sequential Quadratic Programming," *Actuators*, vol. 13, no. 1, 2024, doi: 10.3390/act13010032.
[188] N. Knežević, B. Lukić, T. Petrič, and K. Jovanovič, "A Geometric Approach to Task-Specific Cartesian Stiffness Shaping," *J. Intell. Robot. Syst.*, vol. 110, no. 1, p. 14, 2024, doi: 10.1007/s10846-023-02035-6.
[189] L. Tonin, G. Beraldo, S. Tortora, L. Tagliapietra, J. del R. Millán, and E. Menegatti, "ROS-Neuro: A common middleware for BMI and robotics. The acquisition and recorder packages," in *2019 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC)*, 2019, pp. 2767–2772. doi: 10.1109/SMC.2019.8914364.

Биографија аутора

Милош Петровић рођен је 17.06.1995. године у Београду, где је завршио основну и средњу школу. Током школовања освојио је више награда на републичким такмичењима из математике, физике и хемије и остварио пласман на Српску физичку олимпијаду.

Електротехнички факултет Универзитета у Београду уписао је 2014. године. Основне академске студије на Одсеку за сигнале и системе завршио је 2018. године са просечном оценом 9,63, а мастер академске студије 2019. године са просечном оценом 10. Истраживање у оквиру мастер рада спровео је током шестомесечног боравка на Политехничком универзитету у Мадриду у оквиру Еразмус+ програма.

Докторске академске студије уписао је 2019. године на Електротехничком факултету Универзитета у Београду, под менторством проф. др Косте Јовановића. Од 2020. године ангажован је на Електротехничком факултету, а тренутно је у звању истраживача сарадника. Његов научноистраживачки рад усмерен је на примену вештачке интелигенције, дубоког учења и компјутерске визије у анализи и унапређењу безбедности и ергономичности индустријских радних места, са акцентом на сарадњу човека и робота и мултимодалну процену стања оператера.

Учествовао је у реализацији више националних и међународних научноистраживачких пројеката, а руководио је пројектом AIFitnessAssistant у оквиру Програма „Доказ концепта“ Фонда за науку Републике Србије. Као аутор или коаутор објавио је шест радова у међународним научним часописима: један категорије M21a+, три категорије M21, један категорије M22 и један категорије M23. Објавио је и поглавље у тематском зборнику међународног значаја категорије M14 и седам саопштења са међународних научних скупова категорије M33, а коаутор је техничког решења категорије M84. Један рад је прихваћен за објављивање у часопису категорије M22, а један рукопис депонован је у репозиторијуму HAL.

образац изјаве о ауторству

Изјава о ауторству

Име и презиме аутора Милош Петровић

Број индекса 2019/5008

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

Примена вештачке интелигенције за анализу и унапређење безбедности и ергономичности радних места у индустрији

- резултат сопственог истраживачког рада;
- да дисертација у целини ни у деловима није била предложена за стицање друге дипломе према студијским програмима других високошколских установа;
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио/ла интелектуалну својину других лица.

Потпис аутора

У Београду, 21.8.2026.



Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора Милош Петровић

Број индекса 2019/5008

Студијски програм Електротехника и рачунарство

Наслов рада Примена вештачке интелигенције за анализу и унапређење безбедности и ергономичности радних места у индустрији

Ментор Коста Јовановић

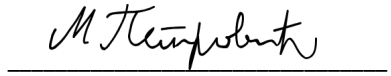
Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла ради похрањивања у **Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду.**

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског назива доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис аутора

У Београду, 21.8.2026.



образац изјаве о коришћењу

Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

Примена вештачке интелигенције за анализу и унапређење безбедности и ергономичности радних места у инудустрији

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду и доступну у отвореном приступу могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство (CC BY)

2. Ауторство – некомерцијално (CC BY-NC)

3. Ауторство – некомерцијално – без прерада (CC BY-NC-ND)

4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима (CC BY-NC-SA)

5. Ауторство – без прерада (CC BY-ND)

6. Ауторство – делити под истим условима (CC BY-SA)

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци.
Кратак опис лиценци је саставни део ове изјаве).

Потпис аутора

У Београду, 21.8.2026.

1. **Ауторство**. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце, чак и у комерцијалне сврхе. Ово је најслободнија од свих лиценци.

2. **Ауторство – некомерцијално**. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела.

3. **Ауторство – некомерцијално – без прерада**. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела. У односу на све остале лиценце, овом лиценцом се ограничава највећи обим права коришћења дела.

4. **Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима**. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада.

5. **Ауторство – без прерада**. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела.

6. **Ауторство – делити под истим условима**. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада. Слична је софтверским лиценцама, односно лиценцама отвореног кода.