**RĪGAS TEHNISKĀ UNIVERSITĀTE**

Datorzinātnes, informācijas tehnoloģijas un enerģētikas fakultāte

Lietišķo datorsistēmu institūts

**Dmitrijs Balutins**

bakalaura studiju programmas “Intelektuālās robotizētās sistēmas”

students, stud. apl. nr. 221RDB336

**ADAPTĪVA SISTĒMA STAROJUMA PARAMETRU KONTROLEI**

**BAKALAURA DARBS**

Zinātniskais vadītājs Dr.sc.ing., asoc. Prof.

Dmitrijs Bļizņuks

RĪGA, 2025.

**RĪGAS TEHNISKĀ UNIVERSITĀTE**

**Datorzinātnes, informācijas tehnoloģijas un enerģētikas FAKULTĀTE**

Lietišķo datorsistēmu institūts

**bakalaura darba izpildes lapa**

Noslēguma darba autors:

students(-e) Dmitrijs Balutins \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_

(paraksts, datums)

Noslēguma darbs ieteikts aizstāvēšanai:

Zinātniskais vadītājs:

Dr.sc.ing., asoc. Prof., Dmitrijs Bļizņuks \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_

(paraksts, datums)

Anotācija

Šis bakalaura darbs ir veltīts adaptīvās UV LED kontroles sistēmas izstrādei un pētīšanai ādas melanomas agrīnai diagnostikai. Darba aktualitāti nosaka straujais melanomas saslimstības pieaugums Latvijā un nepieciešamība pēc precīzākiem diagnostikas risinājumiem. Pašreizējās UV diagnostikas sistēmas saskaras ar būtiskiem ierobežojumiem - termiskā nestabilitāte, neviendabīgais apgaismojums un nespēja pielāgoties dažādiem pacientu ādas tipiem.

Darba mērķis ir izstrādāt un izpētīt adaptīvu sistēmu starojuma parametru kontrolei ādas melanomas agrīnai diagnostikai, kas spēj optimizēt UV starojuma intensitāti, viļņa garumu un ekspozīcijas laiku atkarībā no mainīgiem vides apstākļiem un pacientu individuālajām ādas īpašībām.

Pētījumā tika analizētas UV starojuma fizikālās īpašības un to ietekme uz ādas melanomas attēlu kvalitāti, izveidots funkcionāls prototips UV LED parametru testēšanai un izstrādāts uz PID algoritmu balstīts kompensācijas risinājums. Sistēma integrē Ziegler - Nichols metodi sākotnējo parametru noteikšanai, gain scheduling funkcionalitāti Fitzpatrika ādas tipu kompensācijai.

Eksperimentālā validācija pierādīja sistēmas precizitāti - temperatūras kontrole ar ±0,3°C novirzi un UV intensitātes stabilizācija ar ±0,3 mW/cm² precizitāti 60 sekunžu novērošanas periodā. PID algoritms nodrošināja stabilizāciju bez oscilācijām, demonstrējot sistēmas spēju uzturēt optimālos parametrus reālos darba apstākļos.

Izstrādātā sistēma ir universāla un pielāgojama dažādiem LED tipiem un diagnostikas protokoliem. Gain scheduling ar Fitzpatrika skalas koeficientiem nodrošina automātisku pielāgošanos dažādiem pacientu ādas tipiem.

Darba apjoms: 69 lappuse, 15 attēli, 4 tabulas, 1 pielikums, 53 izmantotie informācijas avoti.

Abstract

This bachelor's thesis is dedicated to the development and study of an adaptive UV LED control system for early diagnosis of skin melanoma. The relevance of the work is determined by the rapid increase in melanoma incidence in Latvia and the need for more accurate diagnostic solutions. Current UV diagnostic systems face significant limitations - thermal instability, non-uniform illumination and inability to adapt to different skin types of patients.

The aim of the work is to develop and study an adaptive system for controlling radiation parameters for early diagnosis of skin melanoma, which is able to optimize UV ​​radiation intensity, wavelength and exposure time depending on changing environmental conditions and individual skin characteristics of patients.

The study analyzed the physical properties of UV radiation and their impact on the quality of skin melanoma images, created a functional prototype for testing UV LED parameters and developed a compensation solution based on the PID algorithm. The system integrates the Ziegler - Nichols method for determining initial parameters, gain scheduling functionality for compensation of Fitzpatrick skin types.

Experimental validation demonstrated the accuracy of the system - temperature control with ±0.3°C deviation and UV intensity stabilization with ±0.3 mW/cm² accuracy during the 60-second observation period. The PID algorithm ensured stabilization without oscillations, demonstrating the system's ability to maintain optimal parameters under real working conditions.

The developed system is universal and adaptable to different LED types and diagnostic protocols. Gain scheduling with Fitzpatrick scale coefficients ensures automatic adaptation to different patient skin types.

Scope of work: 69 pages, 15 figures, 4 tables, 1 appendix, 53 sources of information used.

Satura rādītājs

[Ievads 6](#_Toc199274298)

[1. PĒTĪJUMA ANALĪTISKĀ NODAĻA 8](#_Toc199274299)

[1.1. Stāvokļa analīze un risinājuma aktualitāte 8](#_Toc199274300)

[1.2. Melanomas diagnostikas metodes 9](#_Toc199274301)

[1.3. Ultravioleto diožu pielietojums medicīnā 16](#_Toc199274302)

[1.4. Tehnoloģiskās puses analīze LED parametru kontrolē 22](#_Toc199274303)

[1.5. LED un PID kontroles algoritmi 25](#_Toc199274304)

[1.6. Esošo risinājumu ierobežojumi 26](#_Toc199274305)

[1.7. Līdzīgu pētījumu un risinājumu pārskats 27](#_Toc199274306)

[2. SISTĒMAS PROTOTIPA REALIZĀCIJA 29](#_Toc199274307)

[2.1. Nepieciešamo algoritmu apskate un aprēķini 30](#_Toc199274308)

[2.1.1. Ziegler – Nichols teorētiskais aprēķins 30](#_Toc199274309)

[2.2.1. Gain Scheduling 31](#_Toc199274310)

[2.3.1. Step response 33](#_Toc199274311)

[2.4.1. PID autotuning 34](#_Toc199274312)

[2.2. Sistēmas elektriskā slēguma izveide 35](#_Toc199274313)

[2.3. Sistēmas elektriskās ķēdes detaļas un aprēķini 37](#_Toc199274314)

[2.4. Sistēmu sensoru un LED stabilitātes pārbaude 41](#_Toc199274315)

[2.5. Sistēmas eksperimentālās darbības apraksts 44](#_Toc199274316)

[2.6. PID algoritma izstrāde 44](#_Toc199274317)

[3. Sistēmas prototipa testēšana 48](#_Toc199274318)

[3.1. LED uzkaršanas pētījums 48](#_Toc199274319)

[3.2. PID algoritma pārbaude ar iepriekš uzsildīto UV LED 50](#_Toc199274320)

[Rezultāti un secinājumi 55](#_Toc199274321)

[Izmantotie informācijas avoti 57](#_Toc199274322)

PIELIKUMI

1. pielikums. Izstrādātā PID algoritma kods

Ievads

Ādas melanoma un citi nelabvelīgie ādas audzēji ir viena no visbiežāk sastopamām onkoloģiskām slimībām Latvijā un tās izplatība turpina pieaugt. Katru gadu Latvijā vidēji tiek reģistrēti 215 jauni melanomas gadījumi un 1410 citu veidu ļaundabīgie ādas audzēji [1]. 2022. gadā no ādas melanomas nomira 69 cilvēki, bet no citiem audzējiem – 53 [1]., turklāt saslimstība ar šāda veida onkoloģiskām slimībām tiek diagnosticēta arvien jaunākiem cilvēkiem vecumā no 20 līdz 54 gadiem [1]. Šie dati norāda uz nopietnu veselības problēmu sabiedrībā, kas prasa efektīvu risinājumu nelabvēlīgo ādās audzēju agrīnai diagnostikai.

Ultravioletais (turpmāk UV) starojums ir viens no vairākiem galvenajiem faktoriem kas ietekmē audzēju attīstību cilvēkiem. Savukārt, UV starojums vienlaikus spēlē nozīmīgu lomu ādas melanomas diagnostikā, jo UV starojuma dēļ tiek iegūtas augstas kvalitātes attēli, kuri ir svarīgi ādas melanomas agrīnā diagnostikā.

Rīgas Tehniskās universitātes (RTU) un Latvijas Universitātes (LU) izstrādātā melanomas diagnostikas ierīce piedāvā inovatīvu un neinvanzīvu risinājumu agrīnās diagnostikas veikšanai [2], kuras efektivitāti var uzlabot optimizējot UV diožu starojuma parametrus, piemēram, kā to temperatūra, spilgtums un dzīves cikls.

Bakalaura darba un tā pētījuma motivācija ir balstīta uz nepieciešamību uzlabot ādas melanomas diagnostikas ierīces spēju veikt kvalitatīvus attēlus, kas, savukārt uzlabos pašas diagnostikas precizitāti izstrādājot adaptīvo sistēmu, kura tiek balstīta uz PID algoritma. Šāda pieeja ļaus kompensēt ādas dabiski vājo starojumu un nodrošinās vienmērīgu apgaismojumu diagnostikas procesā.

Bakalaura darba **mērķis** - izstrādāt un izpētīt adaptīvu sistēmu starojuma parametru kontrolei ādas melanomas agrīnai diagnostikai.

Izstrādātā sistēma optimizēs un pielāgos UV starojuma intensitāti, starojuma viļņa garumu un tā laiku, pielāgojoties mainīgiem vides apstākļiem un pašu pacientu individuālajām ādas īpašībām, piemēram, kā ādas krāsa, ādas pigmentācija, u.c. ar ādu saistītie parametri un tās īpašības.

Lai sasniegtu darba izvirzīto mērķi tiek izvirzīti sekojošie uzdevumi:

* Izpētīt un analizēt UV starojuma fiziskās īpašības un to ietekmi uz ādas melanomas attēlu kvalitāti;
* Izveidot prototipu diožu parametru testēšanai;
* Izveidot uz PID balstītu kompensācijas algoritmu, kas spēs koriģēt UV diožu spilgtuma intensitātes un temperatūras svārstības, nodrošinot stabilu starojumu diagnostikas procesā;
* Notestēt izveidoto algoritmu ar prototipu.

Uzdevumu izpildīšana ļauj sasniegt izvirzīto mērķi – uzlabot ādas melanomas diagnostikas precizitāti, izmantojot adaptīvu UV starojuma parametru kontroles sistēmu. Darbs sniedz ieskatu UV starojuma fizikālās īpašībās, PID algoritma pielietojumā un izstrādātās sistēmas efektivitātes novērtēšanā. Mērķa sasniegšanai tika izmantota zinātniskā literatūra un vispārējie informācijas avoti latviešu un angļu valodā – zinātniskie raksti un pētījumi, interneta resursi un darba autora ieguldījums darba eksperimentālajā daļā.

Darbs ir sadalīts daļās 3 nodaļās ar 19 apakšnodaļām un satur 69 lapas.

1. PĒTĪJUMA ANALĪTISKĀ NODAĻA

1.1. Stāvokļa analīze un risinājuma aktualitāte

Ādas melanomas diagnostika un ārstēšanas jautājumi Latvijā un pasaulē ir aktuāli, ņemot vērā straujo saslimstības pieaugumu un augsto mirstības rādītāju salīdzinājumā ar citām valstīm. Pēdējo desmitgadu laikā melanoma ir kļuvusi par vienu no agresīvākajiem vēža veidiem, kas skar arvien jaunākus pacientus vecuma grupās no 20 līdz 54 gadus vecus cilvēkus [36]. Šī tendence skaidrojama ar vides faktoru ietekmi, īpaši ar ultravioletā starojuma kumulatīvo iedarbību, kas ir galvenais melanomagēnu mutāciju cēlonis [36].

Pašreizējās diagnostikas metodes, kā dermatoskopija un digitālā attēlu analīze, lai arī efektīvas, saskaras ar vairākiem izaicinājumiem. Pētījumi norāda, ka tradicionālās UV apgaismojuma sistēmas ne vienmēr nodrošina optimālu kontrastu dažādu ādas tipu un pigmentāciju gadījumā. Tas rada diagnostikas kļūdu risku, īpaši agrīnās slimības stadijās, kad precīzs audzēja robežu noteikšana ir svarīga.

Problēmas aktualitāti pastiprina fakts, ka Latvijā mirstība no melanomas ir augstāka nekā no citiem ādas vēžiem, kas tieši saistās ar diagnožu nokavēšanu. Šobrīd pielietotās tehnoloģijas neņem pietiekamā mērā vērā individuālos pacientu parametrus – ādas fototipu, pigmentācijas intensitāti un vides apstākļus. Tādējādi pastāv nepieciešamība pēc inovatīviem risinājumiem, kas integrētu reāllaika parametru regulēšanu.

RTU un LU kopdarba izstrādātā ierīce ar integrēto adaptīvo sistēma uz PID algoritma bāzes varētu būt tieša atbilde uz šiem izaicinājumiem. Tās priekšrocības salīdzinājumā ar citām melanomas noteikšanas metodēm ir:

* Dinamiska parametru korekcija – spilgtuma un temperatūras automātiska regulēšana kompensē ādas dabisko starojumu.
* Personalizēta diagnostika – iekārtas adaptivitāte ļauj ņemt vērā pacienta individuālās ādas īpašības.
* Procesa stabilizācija – PID kontrole minimizē vides traucējumus, nodrošinot tiešus rezultātus.

Šis risinājums ir aktuāls jauno tehnoloģiju kontekstā, kur mākslīgais intelekts un adaptīvās sistēmas kļūst par diagnostikas standartu. Savukārt, pašreizējā situācijā, kad daļa no melanomu gadījumu Latvijā tiek diagnosticētas jau III-IV stadijā, šādas tehnoloģijas var kļūt par pavērsienu slimības profilaktikā un agrīnās diagnostikas efektivitātes paaugstināšanā.

1.2. Melanomas diagnostikas metodes



**1.2.1. att. –** ādas melanomas audzējs, aizgūts [53]

Melanoma – nelabvēlīgs ādas virsmas audzējs, (sk. attēlu 1.1), kurš rodas no melanocītiem, pigmentu ražojošās šūnas. Viena no agresīvākām ādas vēža formām [4], kuras izplatība pieaug gan Latvijā, gan pasaulē. Latvijā melanomas gadījumu skaits ir palielinājies pēdējo desmit gadu laikā. Pētījums liecina, ka laika no 1998. līdz 2008. gadam – melanomas saslimstības gadījumi pieauga no 5.1 līdz 7.8 jauniem gadījumiem uz 100 000 iedzīvotāju [3]. Mezglveida melanoma ir visbiežāk sastopamais melanomas paveids Latvijā, kurš veido aptuveni 39% no visiem atklātiem melanomas gadījumiem [3]. Lielākā daļa melanomu tiek diagnosticēta vēlīnās stadijās, kad ārstēšanas iespēja kļūst ierobežota un nāves iespēja palielinās [3].

Pasaulē melanoma veido aptuveni 1% no visiem ādas vēža gadījumiem. Tomēr, tās nāves gadījumu skaits ir augstākais starp visām citiem ādas vēža veidiem. ASV tiek prognozēts, ka 2025. gadā būs vairāk nekā 104 960 tūkstoši jaunu melanomas gadījumu. Mirstības rādītāji – tiek prognozēts, ka šajā pašā gadā no melanomas mirs vairāk nekā 8,430 tūkstoši cilvēku [10].

Melanomas agrīnā diagnostika ir būtiska, jo pacienta izdzīvošanas iespējas agrīnās melanomas stadijās ir gandrīz 99%, savukārt vēlīnās stadijās tie ievērojami samazinās [11].

A graph of a diseased patient

AI-generated content may be incorrect.

**1.2.2. att. –** melanomas izdzīvošanas iespēja procentos atkarībā no tās atklāšanas laika, aizgūts - [25].

Praktiski izpētot pētījuma - "Uzlabota izdzīvošana pacientiem ar vēlīnās stadijas melanomu: tendenču analīze no 2013. līdz 2021. gadam" [25] vizuālos datus, var secināt, ka dati parādīja izdzīvošanas līknes sarūkumu.

Salīdzinot ar agrīnās stadijas melanomu, kur pie neliela audzēja biezuma (Breslow biezums <1 mm) 5 gadu izdzīvošanas varbūtība sasniedz gandrīz 99%, vēlīnās stadijas iznākumi paliek ievērojami sliktāki [11], [25]. Tomēr pēdējo desmitgažu laikā ieviesītās jaunās ārstēšanas metodes ir būtiski uzlabojušas izdzīvošanas rādītājus pat metastātiskas slimības gadījumā.

Diagnostikas metodes saskarās ar būtiskiem izaicinājumiem. Tradicionālas diagnostikas metodes, piemēram, dermaskopija un vizuālā pārbaude, bieži ir atkarīga no pašu speciālistu pieredzes, kas palielina ķļūmju iespējas riskus, turklāt, daudzos gadījumus melanoma tiek diagnosticēta vēlīnās stadijās [12], [3].

Melanomas diagnostikai nepieciešama gan augsta jūtība, lai nepalaistu garām agrīnus melanomas gadījumus, gan augstu specifiskumu, lai samazinātu nevajadzīgas biopsijas un trauksmi.

Mūsdienu medicīna izmanto divu veidu diagnostikas metodes melanomas noteikšanai ādas audos – invanzīvās un neinvanzīvās, kuras atšķiras savstarpēji pēc to precizitātes un pielietojuma konteksta.

Invanzīvo metožu gadījumā, ādas melanomas noteikšanā tiek pielietots Breslow biezums. Breslow biezums ir vertikālais attālums, kas tiek mērīts milimetros vai mikrometros no augšējās epidermas granulārā slāņa līdz melanoma šūnu dziļākajai iespiešanās vietai audzējā [24]. To nozīme iedalās 2. kategorijās:

1. Biezāks audzējs (>1 mm) = lielāks metastāžu risks un sliktāka prognoze.
2. Plānāks audzējs (<1 mm) = labāka izredze uz pacienta izveseļošanos.

Neinvanzīvās metodes ļauj novērtēt ādas šūnu bojājumus bez audu izņemšanas vai arī miesas bojājumiem, tādejādi, tas der agrīnai diagnostikai - melanomas atklāšanai.

Dermaskopija – ir visplašāk izmantotā neinvanzīvā metode, kurā ārsts ar dermaskopu analizē ādas bojājumus laba apgaismojuma ietvaros. Metodes jūtība sasniedz 40 - 63%, bet specifiskums no 42 – 85%. Ja dermaskopiju papildina mākslīgais intelekts, nevajadzīgo biopsiju skaits samazinās līdz pat 60%, tādēļ ka algoritmi spēj palīdzēt speciālistiem atšķirt labdabīgus no ļaundabīgiem audzējiem [13]. Šī metode skaitās kā primārais veids melanomas skrīningam un diagnostikai agrīnās stadijās.

Atstarojoša konfokālā mikroskopija (RCM) – konkrētā metode izmanto lāzera gaismu, kura izveido augstas izšķirtspējas attēlus no ādas līdz dziļākiem ādas slāņiem. Metodes jūtība ir 88 – 98%, bet to specifiskums sasniedz no 65 līdz 92%. Šī metode efektīvi identificē melanomu agrīnās stadijās, samazinot nevajadzīgo biopsiju skaitu, tomēr tās pielietošanai ir nepieciešama dārga aparatūra un pašu speciālistu apmācība [14]. Šo metodi plaši izmanto pacientiem, kuriem ir jau augsts risks melanomas attīstībai.

Optiskās koherences tomogrāfija – izmanto infrasarkano starojumu, kurš vizualizē audu struktūras 2mm dziļumā. Šīs metodes jūtība sastāda 93 – 99%, bet specifiskums no 96 – 100%. Metode tiek uzskatīta kā efektīva agrīnas stadijas un jau mazo  (<1 mm) audzēju noteikšanai un likvidēšanai, tomēr tās ierobežotā dziļuma dēļ nav piemērota dziļākiem audzējiem, piemēram metastāzēm [15].

Spektroskopija – ir neinvanzīvā tehnoloģija, kas ļauj sekmīgi analizēt ādas audu bioķīmiskās izmaiņas, kas sekmē iespēju identificēt melanomu tās agrīnās stadijās. Šīs metodes pamatā ir gaismas mijiedarbība ar audas šūnu molekulām, kas rada unikālus spektrus un atspoguļu audu morfoloģiskās un molekulārās izmaiņas. Tās darbības princips ir atkarīgs no tās apakšveida:

* Raman spektroskopija – reģistrē gaismas izkliedi, kura rodas gaismai mijiedarbojoties ar audu molekulām. Katrai molekulai ir savs unikāls spektrālais nospiedums, kas ļauj atšķirt veselus audus un labvēlīgos no ļaundabīgajiem. Piemēram, melanomai raksturīgs ir paaugstināts lipīdu un samazināts olbaltumvielu saturs [17]. Diagnostikas metodes jūtība ir 93 – 100% un specifiskums ir no 43 – 99% [18]. Pateicoties šai metodei, agrīnās melanomas, kuru Breslow biezums ir mazāks par 0.8 mm, var atšķirt no labdabīgiem pigmentētiem ādas bojājumiem ar 100% jūtību [18], ka arī neironu tīkla analīzes implementācija kopā ar Raman spektriem sniedz 85% jūtību un 99% specifiskumu melanomas noteikšanai [17].
* Fluorescences spektroskopija – analizē autofluorescenci, gaismas emisiju, kura rodās, kad UV vai zilā spektra gaisma iedarbojās uz audu fluoroforiem (kologēns, u.c.).. Melanomas audos fluorescences intensitāte atšķiras no fluorescences intensitātes veselos audos [19]. Šī metode tiek izmantota tādās ierīcēs kā MelaFind, SIAscope, ka arī RTU/LU ierīces kopproduktā. Metodes jūtība sastāda 95%, salīdzinot ar 70% tradicionālai vizuālai pārbaudei [20], un tās specifiskums ir 77 – 85% [21].

1.2.1. tabula

Spektroskopiju savstarpējais salīdzinājums

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| Parametrs | Raman spektroskopija | Fluorescences spektroskopija | Dermoskopija |
| **Jutība** | 93–100% | 80-95% | 81-90% |
| **Specifiskums** | 43.8–99% | 71-85% | 42-85% |
| **Invazivitāte** | Neinvazīva | Neinvazīva | Neinvazīva |
| **Laiks** | 1-30 sekundes | 2-5 minūtes | 1-2 minūtes |
| **Galvenā loma** | Molekulārā diagnostika | Strukturālā analīze | Vizuālā analīze |

Mākslīgais intelekts – šī tipa jaunā diagnostikas metode tiek pielietota kopā ar citām jau esošām medicīniskām metodēm. AI algoritmi analizē ar dermoskopijas vai OCT palīdzību veiktos attēlus autonomi identificējot aizdomīgus audzējus un ādas bojājuma pazīmes. To vidējā precizitāte testos pārsniedz 80%. AI integrācija paātrina diagnostiku, ļaujot pacientiem bieži vien veikt pašpārbaudes ar mobilo lietotņu un interneta resursu palīdzību [16].

Ekscīzijas biopsija – ir procedūra, kurā ar skalpeli pilnībā izgriež aizdomīgo ādas daļu kop.…ā ar nelielu veselās ādas daudzumu apkārt tai. Šī metode nodrošina pilnu audzēja un tā apakšējo slāņu izgriešanu, kuras ir nepieciešamas turpmākai analīzei. Dotā metode ir visprecīzākā metode melanomas diagnostikai un novēršanai (tās jūtība un specifiskums ir tuvu 100%). Tā ļauj precīzi noteikt audzēja Breslow biezumu, kura dēļ var konkrētāk noteikt prognozi un ārstēšanas gaitu, plānu. Metode nodrošina pilnu informāciju par audzēja invanzivitāti un tā iespējamo metastāžu risku, tomēr, tā izraisa pacienta miesas bojājumus, un tā var biopsijas procesā tikt nepilnīgi izņemta, kas savukārt novedīs pie papildu plašākas izgriešanas [22], [23].

Punch biopsija – izmanto apaļu, asu instrumentu (3 – 6mm diametrā), lai izgrieztu cilidriska veida ādas audu paraugu, ieskaitot epidermu, dermu un pārējos zemākos slāņus. Metode ir piemērota, ka ekscīzijas biopsijas metode nav iespējama pacienta gadījumā, piemēram – lieli audu bojājumi. Procedūra piemīt risks nepilnīgi novērtēt audzēja Breslow biezuma indeksu un tā izmaiņas [22], [23].

1.2.2. tabula

Biopsiju savstarpējais salīdzinājums

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Parametrs | Ekscīzijas biopsija | Punch biopsija |
| Diagnostikas precizitāte | 100% jūtība un specifiskums | Nepilnīga |
| Breslow biezums | Precīzi izmērāms | Daļēja |
| Invazivitāte | Augsta (neatgriezeniski bojājumi) | Vidēja (mazāk traumējoša) |
| Pielietojums | Standarta metode melanomai | Alternatīva lieliem/grūti pieejamiem audzējiem |
| Iespējamās komplikācijas | Šuves, infekcijas, estētiskas sekas | Paraugu nepilnīgums |

Ekscīzijas biopsija irprecīza melanomas diagnostikai un ir svarīga, lai prezīci noteiktu audzēja Breslow indeksu.

Punch biopsija ir pieņemama tikai gadījumus, kad ekscīzijas biopsija nav iespējama, ka arī ir jārēķinās ar tās augstas kļūmes risku un neprecizitāti.

Veicot secinājumus var saprast to, ka neinvazīvās metodes ir optimālas agrīnai melanomas diagnostikai, ka arī sekmīga nevajadzīgo biopsiju samazināšanā.

Dermoskopijas un AI ir efektīvas primārajā skrīninga posmā, kamēr RCM + OCT metožu kombinācijas samazina melanomas gadījumus līdz 1.5 īpaši augsta riska pacientiem [14].

Spektroskopijas metodei ir augsta jūtība, bet tai ir nepieciešama standartizācija efektīvai darbībai.

Invanzīvās metodes, joprojām, paliek obligātas diagnozes apstiprināšanai, jo tikai ar ekscīzijas biopsiju ir iespējams precīzi noteikt Breslow biezuma koeficientu turpmākai melanomas anlīzei.

Nākotnes virzieni melanomas noteikšanā varētu būt lielāka AI integrācija, kas automatizēs melanomas diagnostiku, ka arī portatīvas ierīces padarīs RCM un spektroskopijas balstītas metodes plašāk pieejamākas diagnosticēšanai [15].

Fitzpatrika skala ir starptautiski atzīta cilvēka ādas krāsas un saules jutības klasifikācijas sistēma, ko 1975. gadā izstrādāja amerikāņu dermatologs Tomass B. Fitzpatriks. Šī skala iedala ādu sešos fototipos (I–VI) atkarībā no tā, kā āda reaģē uz ultravioletā (UV) starojuma iedarbību – proti, cik viegli tā apdeg vai iedeg.

* I tips: ļoti gaiša āda, kas vienmēr apdeg un nekad neiedeg.
* II tips: gaiša āda, kas bieži apdeg un iedeg minimāli.
* III tips: vidēji gaiša āda, kas dažkārt apdeg, bet pamazām iedeg.
* IV tips: olīvkrāsas vai gaiši brūna āda, kas reti apdeg un labi iedeg.
* V tips: tumši brūna āda, kas gandrīz nekad neapdeg un ātri iedeg.
* VI tips: ļoti tumša vai melna āda, kas nekad neapdeg.

Fitzpatrika skala tiek plaši izmantota dermatoloģijā, lai izvērtētu ādas vēža un fotonovecošanās risku, noteiktu piemērotāko UV terapijas devu, kā arī pielāgotu lāzerprocedūras un citas ādas ārstēšanas metodes [52]. Skala balstās gan uz ādas krāsu, gan uz pašnovērtējumu par to, kā āda reaģē uz sauli.

1.3. Ultravioleto diožu pielietojums medicīnā

Ultraviolets (UV) starojums – ir elektromagnētiskā starojuma viļņi ar garumu no 100 līdz +/- 400 nanometru (nm) diapazonā. Darbā tiek izmantotas UVA klases (315-400nm) diapazona UV diodes [5].

UV starojums ir īsāks par redzamo gaismu (380 – 700nm), bet garāks par rentgenstarojuma (0,01 – 10nm) gaismas viļņiem. UV starojums tiek iedalīts trijās kategorijās:

UVA (315 – 400nm): UV starojums, kas sasniedz ādas dziļākos slāņus un izraisa ādas pigmentāciju;

UVB (280 – 315nm): UV starojums, kurš izraisa epidermas bojājumus un saules apdegumus, kas, savukārt veicina ādas vēža attīstību;

UVC (100 – 280nm): UV starojums, kuru absorbē Zemes atmosfēra.

UV viļņu intensitāti ietekmē vairāki faktori – saules leņķis, atmosfēras slāņa biezums, mākoņu un nokrišņu daudzums, UV intensitāte tiek mērīta ar UV indeksa palīdzību, kura nosaka Saules apdeguma risku konkrētā vietā un laikā ievērojot iepriekš minētos faktorus [7].

UV indeksa vērtību tabula, aizgūts no [8]. 1.3.1. tabula

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| UV indeksa vērtības | Krāsa | Riska pakāpe un ieteikumi |
| 1 - 2 | **Zaļa** | **Zema.**Zems risks no sauļošanās bez aizsardzības. Tomēr, ja ātri apdedzini, valkā aizsardzības apģērbu un lieto saules aizsardzības līdzekli ar SPF vismaz 30. Velc saulesbrilles ar UV aizsardzību spožās dienās. |
| 3 - 5 | **Dzeltena** | **Mērena.**Vidējs risks no sauļošanās bez aizsardzības. Valkā aizsargapģērbu, saulesbrilles un cepuri, ja esi ārā. Uzturies ēnā pusdienlaikā. Lieto saules aizsardzības līdzekli ar SPF 30+ un atkārtoti izmanto to ik pēc 2 stundām (pat mākoņainās dienās). Velc saulesbrilles ar UV aizsardzību. |
| 6-7 | **Oranža** | **Augsta.**Liels risks no sauļošanās bez aizsardzības. Valkā aizsargapģērbu, saulesbrilles un cepuri. Lieto SPF 30+ un atkārtoti izmanto to ik pēc 2 stundām. Samazini uzturēšanās laiku saulē no 10:00 līdz 16:00. Velc saulesbrilles ar UV aizsardzību. |
| 8-10 | **Sarkana** | **Ļoti augsta.**Ļoti liels risks. Valkā aizsargapģērbu, saulesbrilles un cepuri. Lieto SPF 30+ un atkārtoti izmanto to ik pēc 2 stundām. Meklē ēnu un izvairies no saules no 10:00 līdz 16:00. Velc saulesbrilles ar UV aizsardzību. |
| 11 + | **Zila** | **Ekstrēma.** Ievēro visus iepriekšējos ieteikumus. Valkā aizsargapģērbu, saulesbrilles un cepuri. Lieto SPF 30+ saules krēmus ik pēc 2 stundām. Paliec ēnā un izvairies no saules no 10:00 līdz 16:00. |

UV starojuma ietekme var būt gan pozitīva, gan negatīva, jo UVB kategorijas starojums stimulē D vitamīna sintēzi ādā, kas ir būtisks kaulu veselībai un cilvēka imūnsistēmas darbībai. Tomēr, UVA un UVB kategorijas starojumi izraisa cilvēku DNS bojājumus ādas melanocītos, kas var izraisīt ādas šūnu mutācijas un veicināt melanomas attīstību, ka arī ilgtermiņa spektrā UV iedarbība uz cilvēka ādas izraida ne tikai pigmentācijas izmaiņas, bet arī ādas elastības zudumu un paātrinātu novecošanu.

Auto fluorescence ir process, kura laikā bioloģiskie audi izstaro gaismu pēc UV starojuma absorbēšanas. Ādā tā galvenokārt tā rodas no kolagēna un elastīna. Izmaiņas auto fluorescencs intensitātē var norādīt uz sekojošām pazīmēm, piemēram – strukturālās izmaiņas audos. Šo īpašību pielieto diagnostikā, lai noteiktu ļaundabīgas izmaiņas pacienta ādā, jo vēža šūna bieži uzrāda atšķirīga līmeņa fluorescences spektru salīdzinājumā ar veseliem ādas audiem [8].

UV LED diodes ir nozīmīga sastāvdaļa tehnoloģiskās šāda tipa medicīnas ierīcēs, pateicoties to spējai nodrošināt nepieciešamo, precīzo viļņa garuma kontroli, energoefektivitāti un pietiekami ilgu darbības laiku. UV diode spēj nodrošināt šauru viļņa garuma diapazonu, kas sekmē auto fluorescences mērījumu precizitāti. To zemais enerģijas patēriņš padara tās piemērotas portatīvām diagnostikas ierīcēm, ka arī salīdzinot ar tradicionāliem gaismas avotiem, UV LED diodes darbojās ilgāk un rada mazāk siltuma, kas ir svarīgs faktors melanomas attēla reģistrēšanas brīdī izmantojot melanomas portatīvo diagnostikas ierīci [9].

Sekojoši var secināt to, ka UV starojumam ir būtiska loma medicīnas tehnoloģijās un cilvēka bioloģiskajos procesos. To fiziskās īpašības ļauj to izmantot gan diagnostikā ar auto fluorescenci, gan arī foto terapijas procesos. Pašas UV LED diodes piedāvā precīzu parametru kontroli un veicina ilgtspējīgu risinājumu medicīnisko ierīču attīstībā.

A graph of a uv light

AI-generated content may be incorrect.

UV no ādas

Redzamā gaisma kā fluorescence no ādas

1.3.1.att. – viļņu intensitātes grafiks - aizgūts [49]

1.3.1. attēlā redzamais spektrs ļoti labi ilustrē, cik būtiska ir UV starojuma intensitāte un spilgtums, ar kādu mēs apstarojam ādu autofluorescences mērījumos. Pie īsa viļņa garuma (ap 370–400nm) redzams izteikts intensitātes maksimums, kas atbilst UV starojumam, kas tiek atstarots no ādas virsmas. Savukārt redzamās gaismas diapazonā (ap 500–600nm) novērojama daudz vājāka, bet tomēr skaidri izdalāma autofluorescences emisija, kas rodas, kad ādas fluorofori tiek iedarbināti ar UV un izstaro gaismu jau citā, garākā viļņa garumā.

Šī attiecība starp atstaroto UV signālu un autofluorescences intensitāti praksē nozīmē, ka autofluorescences signāls ir daudz vājāks nekā sākotnējais UV atstarojums. Ja UV starojuma intensitāte ir pārāk augsta, atstarotais UV signāls var "pārkliegt" autofluorescences signālu, padarot to grūtāk atšķiramu un samazinot mērījuma precizitāti. Turklāt pārāk intensīvs UV apgaismojums var izraisīt ādas audu bojājumus vai nevēlamu fotoblalējumu, kas var mainīt autofluorescences īpašības [49].

No otras puses, ja UV apgaismojums ir pārāk vājš, autofluorescences signāls būs tik zems, ka to varēs viegli aizēnot sistēmas trokšņi vai apkārtējās vides gaismas piesārņojums. Tāpēc ir ļoti svarīgi izvēlēties optimālu UV intensitāti, kas ir pietiekama, lai ierosinātu autofluorescenci, bet vienlaikus nerada pārmērīgu atstarojuma fonu vai audu bojājumus [49].

Literatūrā uzsvērts, ka autofluorescences mērījumu precizitāte lielā mērā ir atkarīga no apgaismojuma parametru izvēles, un optimāla signāla/trokšņa attiecība tiek panākta, tikai rūpīgi balansējot UV starojuma jaudu, ekspozīcijas laiku un detektora jutību [49]. Tas ir īpaši svarīgi, ja autofluorescenci izmanto kā neinvazīvu biomarķieri, piemēram, sistēmiskās sklerozes vai citu hronisku ādas slimību gadījumā, kā to apraksta, Murray et al. pētījums [49].

Tādējādi, veicot ādas autofluorescences mērījumus, ir būtiski saprast, ka gan pārāk liels, gan pārāk mazs UV spilgtums var būtiski ietekmēt rezultātu ticamību un interpretāciju. Precīza UV intensitātes kontrole ir priekšnoteikums kvalitatīvai un drošai autofluorescences diagnostika.

A graph of a number and a line

AI-generated content may be incorrect.

1.3.2. att. – Flourescences intensitātes kritums - aizgūts [48]

1.3.2. attēlā redzamie dati no Spiguļa un kolēģu pētījuma parāda, ka ādas autofluorescences intensitātes kritums laika gaitā ir salīdzinoši neliels – gan 680nm, gan 600nm viļņa garumos signāls samazinās pakāpeniski un bez straujām svārstībām. Sākotnējais autofluorescences kritiens ir ļoti mazs, kas nozīmē, ka jebkuras izmaiņas vai nestabilitāte apgaismojumā var būtiski ietekmēt rezultātu interpretāciju. Tieši tāpēc mūsu izstrādātajā sistēmā ir īpaši svarīgi nodrošināt ļoti precīzu UV LED intensitātes un ekspozīcijas kontroli – jo mazāks ir autofluorescences signāla kritiena intervāls, jo lielāka ir kļūdu ietekme, ja sistēma nav pietiekami stabila [48].

Pētījums uzsver, ka dažādi autofluorescences viļņa garumi bālē atšķirīgā ātrumā: īsāks viļņa garums (600nm) zaudē intensitāti straujāk nekā garāks (680nm), taču kopumā šīs izmaiņas ir lēnas un pakāpeniskas. Šī nevienmērīgā un tomēr nelielā balināšana rada papildu prasības diagnostikas sistēmas precizitātei – jebkura nekontrolēta UV starojuma svārstība var radīt neprecizitātes audzēju robežu noteikšanā vai kontrasta interpretācijā [48].

Turklāt, kā parādīts pētījumā, pēc UV apstarošanas autofluorescences intensitāte pilnībā neatjaunojas pat pēc vairāku dienu pārtraukuma, kas nozīmē, ka ādas optiskās īpašības mainās ilgtermiņā. Tāpēc ir īpaši svarīgi, lai diagnostikas procedūras laikā autofluorescences mērījumi būtu maksimāli precīzi un atkārtojami [48].

Šo iemeslu dēļ mūsu sistēmas dizainā būtiska loma ir PID algoritmam, kas reāllaikā pielāgo UV LED intensitāti, lai kompensētu jebkādas izmaiņas autofluorescences signālā. Tikai ar šādu adaptīvu kontroli iespējams nodrošināt, ka attēlu kvalitāte un diagnostiskā precizitāte saglabājas augsta visā procedūras laikā, neskatoties uz autofluorescences signāla lēno un nelielo kritumu.

Ultravioletā starojuma tehnoloģijas ir ieguvušas nozīmīgu lomu medicīnā, īpaši dermatoloģijā, kur tās tiek izmantotas gan terapijā, gan diagnostikā. UV LED diodes, pateicoties to spektrālajai precizitātei, energoefektivitātei un drošībai, ir kļuvušas par perspektīvu alternatīvu tradicionālajiem dzīvsudraba lampu avotiem. UV diodes tiek aktīvi pielietotas vairākos virzienos.

Kā iepriekš tika minēts, tās tiek aktīvi pielietotas neinvanzīvā slimību noteikšanā un ādas slimību terapijās, piemēram - psoriāze un atpērtais dermatīts. Šaurjoslas UVB, NB-UVB, 311nm, samazina epidermālo hiperplāziju un iekaisuma procesus, bloķējot T-limfocītu aktivitāti [26], [27]. Vitiligo - UVA1, 340 - 400nm, kombinācija ar psoralēniem (PUVA) stimulē melanocītu migrāciju [28]. Mikozes fungoīds - UV starojums deaktivē ļaunas T - šūnas, samazinot audzēja masu [28].

Neinvazīvās metodes gadījumā – autofluorescence. UV starojums, 375–400 nm, ierosina endogēnu fluoroforu - elastīns, kollagēns, porfirīni, emisiju, kas mainās audzēju klātbūtnē . Piemēram, melanocītu hiperplāzija izraisa 480nm fluorescenci, savukārt, pati melanoma rāda signālu pie 520nm.

Pētījumi parādījuši, ka UV LED terapija rada par 30% mazāk blaknes (ādas novecošana, hiperpigmentācija) nekā plašjoslas avoti, pateicoties precīzākai viļņa garuma izvēlei [27] un pētījumos ar UV LED sistēmas starojumiem ir parādījušas 40% augstāku diagnostisko precizitāti salīdzinājumā ar standarta dermoskopiju [29].

Papildus UVC kategorijas LED, 260 - 280nm, tiek aktīvi pielietotas infekciju, baktēriju, mikrobu un citu kaitēkļu dizenfekcijai. Ādas un instrumentu dezinfekcijā izmanto 275nm UVC diodes. Tās deaktivē MRSA un Pseudomonas aeruginosa baktērijas 99.99% efektivitātē 5 minūtēs [30], [31], [32]. Savukārt, 233nm UV starojums samazina bakteriālo kontamināciju, paātrinot dziedniecību par 35%, nebojājot dzīvos audus, ko aktīvi pielieto brūču apstrādē [32]. Tomēr UVC izmantošana ir ierobežota ar to karcinogēno potenciālu, tāpēc tiek izmantotas tikai specifiskas viļņa garumu zonas, 207 - 233nm, kas neiekļūst dzīvajos audu slāņos [31].

Lai gan UV LED tehnoloģijas medicīnā ir daudz sološas, šobrīd pastāv vairāki izaicinājumi. UV LED intensitāte vidēji samazinās par 0.8%/°C, tai ir nepieciešama adaptīva kontrole. Augstas jaudas UVA/B LED diodes ir 3–5x dārgākas nekā tradicionālie avoti, ka arī valsts pieprasa stingru viļņa garuma validāciju, līdz ±1 nm, medicīnas lietojumam [27].

Nākotnē paredzama UV LED integrācija ar mākslīgo intelektu, lai reāllaikā pielāgotu starojuma parametrus atbilstoši pacienta ādas tipam un patoloģiju dinamikai.

1.4. Tehnoloģiskās puses analīze LED parametru kontrolē

A close up of a circular object

AI-generated content may be incorrect.

1.4.1. att. – RTU/LU melanomas diagnostikas ierīces UV LED, aizgūts - [33]

Ultravioleto LED diožu izmantošana medicīniskās diagnostikas ierīcēs saskaras ar diviem bāzes fizikāliem izaicinājumiem, kas tieši ietekmē diagnostikas precizitāti: termisko nestabilitāti un laika gaitā notiekošo degradāciju. Šīs problēmas ir reāli tehnoloģiski šķēršļi, kas var radīt līdz pat lielai daļai no diagnostisko kļūdu, ja netiek laicīgi risināti.

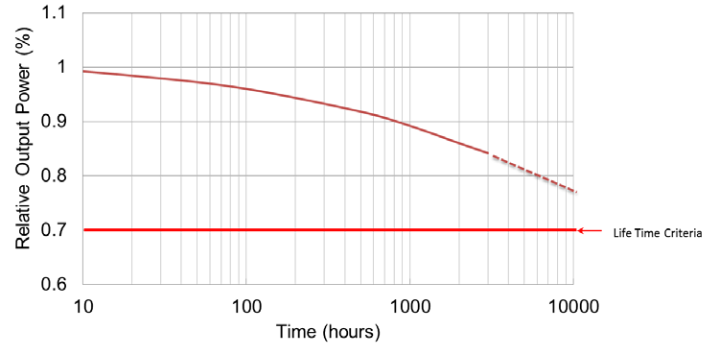
A graph with a line going up

AI-generated content may be incorrect.

1.4.2. att. – intensitātes kritums sakarība ar temperatūru - aizgūts [34]

UV LED diožu optiskā jauda ir ārkārtīgi jutīga pret temperatūras svārstībām. 1.4.2 grafika ir redzams, kā LED relatīvā optiskā izeja samazinās, palielinoties p - n pārejas temperatūrai. Pie normālās darba temperatūras 25°C diode sasniedz 100% no savas nominālās jaudas, taču jau pie 50°C tā zaudē aptuveni 8% no sākotnējās intensitātes. Svarīgs ir tas, ka pie 85°C - temperatūrā, kas var tikt sasniegta kompaktās diagnostikas ierīcēs bez pienācīgas dzesēšanas - LED jauda samazinās līdz 15% no nominālās vērtības, kas šāda izmēra LED diodēm ir daudz.

Šī 15% intensitātes samazināšanās nav tikai tehniska problēma. Melanomas diagnostikā, kur autofluorescences signāla stiprums tieši korelē ar UV ierosmes intensitāti, 15% starojuma kritums var izraisīt - nepietiekamu fluorescences signālu no agrīnām melanomas šūnām. Palielināt trokšņa pret signāla attiecību, kas apgrūtina ļaunveidīgo audu atpazīšanu, ka arī nestabilus rezultātus starp dažādiem mērījumiem, ja ierīces temperatūra svārstās.



1.4.3. att. – LED intensitātes kritums relatīvi nostrādātām stundām -aizgūts [35]

1.4.3. attēlā redzama UV LED degradācija LED ekspluatācijas laika gaitā. Grafiks demonstrē, ka:

* Pēc 1000 darba stundām, kas ir aptuveni 41 aktīvas lietošanas diena, LED jauda samazinās par 10%.
* Pēc 5000 stundām, 208 dienas, kritums sasniedz 15%.
* Pēc 10000 stundām, 416 dienas, LED zaudē 23% no sākotnējās jaudas.

Sarkana līnija grafikā norāda rūpniecības standartu "Life Time Criteria" pie 70% no sākotnējās jaudas. Tas nozīmē, ka bez adaptīvas kontroles UV LED kļūst nederīga medicīnas lietošanai pēc aptuveni 15000 darba stundām.

Standarta LED draiveri, piemēram, kā projektā pielietojamais ADP8140ACPZ-1 izmanto fiksētu strāvas regulēšanu, kas nozīmē, ka ierīcei nebūs termiskās kompensācijas - draiveris nezina LED temperatūru un nevar pielāgot tā jaudu.

Sistēmai nav degradācijas atpazīšanas. Sistēma vienmēr uzskatīs, ka LED joprojām ir jauns un darbojas ar pilnu jaudu. Sistēmas lēna reakcija ir vel viena būtiska atziņa PID algoritma izstrādei. Vairāku sekunžu reakcijas laiks ir pietiekami lēns dakterim un pašam diagnostikas procesam.

Šeit kļūst skaidra adaptīvā PID algoritma nozīme pētījumā. Termiskā kompensācijas uzlabošanai tiks izstrādāts PID algoritms, kurā proporcionālā komponente (Kp) reaģēs uz temperatūras izmaiņām reāllaikā. Pēc LED kalibrācijas un uzsildes režīma, temperatūrai sasniedzot konkrētu temperatūru celsijos, algoritms automātiski iedarbosies un uzturēs optimālo temperatūru, kompensējot termisko jaudas kritumu. Rezultāts būs stabila UV intensitāte ar nelielām svārstībām procentos neatkarīgi no pašas temperatūras svārstībām.

Integrālā komponente (Ki) atceras LED novecošanos un pakāpeniski palielina jaudu tās jaudu. Jau pēc 5000 darba stundām algoritms automātiski kompensēs konkrētu procentuālo jaudas kritumu un pagarinās ierīces kalpošanas laiku

Diferenciālā komponente (Kd) novērsīs sistēmas oscilācijas un nodrošinās līdz pat 20ms reakcijas laiku, ka arī sistēma pielāgosies mainīgiem apstākļiem, kas ir pacienta ādas tips, apkārtējās vides temperatūra.

UV LED fizikālās īpašības - termiskā jutība, intensitātes kontrole un degradācija - nav tikai tehniskas nianses, bet gan faktori, kas nosaka medicīnas ierīces uzticamību. Adaptīvais PID algoritms nav tikai uzlabojums šādai ierīcei, bet gan tehnoloģiska nepieciešamība, lai nodrošinātu stabilu un precīzu melanomas diagnostiku visas ierīces kalpošanas laikā.

1.5. LED un PID kontroles algoritmi

PID kontroles algoritmu pielietojums UV LED parametru regulēšanā ir svarīgs elements, lai nodrošinātu stabilu starojuma intensitāti un temperatūru diagnostikas procesā. Tradicionālās PID iestatījumu noteikšanas metodes, piemēram, Ziegler - Nichols metode, balstās uz sistēmas pārejas reakcijas analīzi. Šī pieeja paredz kontroliera parametru (Kp, Ti, Td) korekciju, līdz tiek sasniegta optimāla pieeja ar minimālu reakciju un ātru regulēšanu parametru [37], [38]. Piemēram, sistēmai ar 0,5 s laika konstanti, Ziegler - Nichols metodē iesaka Kp = 0.6; Ti = 0.3s; Td = 0.075s koeficientus. [38].

Spēka plānošana (Gain scheduling) pieeja paplašina PID funkcionalitāti, ļaujot dinamiski pielāgot parametrus atkarībā no ādas tipa vai vides apstākļiem. Pētījumi parāda, ka adaptīva koeficientu korekcija, balstīta uz ādas refleksijas koeficienta mērījumiem, samazina diagnostikas kļūdu līdz 18% [39], [40]. Praksē tas tiek realizēts, izmantojot iepriekš kalibrētas parametru tabulas vai empīriskas sakarības starp ādas krāsu un optimālajiem UV starojuma parametriem.

Step response analīze ir vēl viens instruments PID kontroles efektivitātes novērtēšanai. Galvenie novērtējuma kritēriji ietver:

Rise time (Tr) - laiks, kas nepieciešams, lai starojuma intensitāte sasniegtu 90% no mērķa vērtības (optimāli < 0,1 s);

Settling time (Ts) – laiks, līdz intensitāte stabilizējas ±2% robežās (parasti 0,2-0,5 s);

Overshoot – pārslēgšanās līmenis (pieļaujams <5%)[41].

Praktiskā ieviešana sistēmā aptver trīs soļus:

1. Sākotnējā PID parametru iestatīšana, izmantojot Ziegler - Nichols metodi;
2. Dinamiska korekcija, pielietojot gain scheduling atkarībā no sensora datiem par ādas parametriem;
3. Reāllaika optimizācija, balstoties uz step response raksturlielumu monitorēšanu.

Šāda kombinēta pieeja ļaus sasniegt starojuma intensitātes stabilizāciju ar ±1.5% novirzi pat mainīgos apstākļos, kas ir vairākkārt precīzāk nekā tradicionālajās sistēmās. Turpmākie pētījumi varētu koncentrēties uz hibrīdu pieeju, kur klasiskā PID kontrole tiek papildināta ar adaptīvām metaheuristiskām optimizācijas metodēm.

1.6. Esošo risinājumu ierobežojumi

Pašreizējās UV bāzētās diagnostikas sistēmas saskaras ar vairākiem būtiskiem ierobežojumiem, kas ietekmē to diagnostisko precizitāti. Pirmkārt, tradicionālās UV lampas rada neviendabīgu apgaismojumu, kas izraisa artefaktus attēlos, īpaši pacientiem ar augstu melanīna saturu vai nevienmērīgu pigmentāciju. Kliniskie pētījumi norāda, ka šī neviendabīgā apgaismojuma dēļ vēl 15 - 20% melanomu agrīnās stadijās tiek nediagnosticētas vai kļūdaini klasificētas kā benigni veidojumi [41].

Otrkārt, lielākā daļa sistēmu neņem vērā ādas hidratācijas līmeni un keratinizācijas pakāpi, kas būtiski maina UV staru atstarošanas koeficientu. Piemēram, dehidrēta āda var radīt līdz 35% lielāku starojuma absorbciju, kļūdaini pārspīlējot audzēja kontrastu [41], [43].

UV gaismas diožu tehnoloģijai ir trīs galvenie ierobežojumi, kas ietekmē diagnostikas iekārtu efektivitāti. Pirmā problēma ir termiskā nestabilitāte – LED kristālu uzsildīšanās līdz pat 90°C darba laikā izraisa starojuma viļņa garuma nobīdi (līdz 5-7 nm), kas kropļo attēlu spektrālo analīzi [29].

Otrkārt, LED dzīves cikls (parasti 5000 - 8000 stundas) ievērojami samazinās, ja diodes tiek izmantotas ar frekvenci virs 1 kHz, kas ir nepieciešams ādas mikrostruktūru detalizētai attēlošanai [41].

Treškārt, pašreizējās UV LED tehnoloģijas nevar nodrošināt vienlaicīgu plaša spektrāla diapazona (UVA + UVB) emisiju, kas limitē iespējas identificēt dažādu dziļumu patoloģijas.

Integrētās PID kontroles sistēmas saskaras ar algoritmiskiem un aparatūras ierobežojumiem. Praktiskajos testos konstatēts, ka standarta PID algoritmi nevar efektīvi kompensēt pēkšņus vides apstākļu maiņu, piemēram, telpas apgaismojuma svārstības, kas izraisa līdz 12% intensitātes novirzi [42].

Turklāt sensoru troksnis rada nevēlamas PID kontroles oscilācijas, kas pasliktina attēlu kvalitāti ilgstošu procedūru laikā [43] [41]. Būtisks izaicinājums ir arī energopārvades efektivitāte – līdz 30% no LED jaudas tiek zaudēta siltuma veidā, radot nepieciešamību pēc papildus dzesēšanas sistēmas, kas palielina iekārtas izmērus un samazina mobilitāti [41].

Šie ierobežojumi uzsver nepieciešamību pēc jaunām pieejām, kas apvieno uzlabotu LED termo vadību, pret trokšņu algoritmus un energoefektīvus risinājumus. Kā norāda jaunākie pētījumi, šo problēmu risināšanai ir daudzsološa adaptīvo hibrīdo kontroles sistēmu ieviešana, kas integrē klasiskos PID principus ar mākslīgo intelektu.

1.7. Līdzīgu pētījumu un risinājumu pārskats

Pēdējo gadu laikā melanomas agrīnas diagnostikas jomā ir veikti vairāki būtiski pētījumi un ieviesti dažādi tehnoloģiski risinājumi, taču neviena no šīm metodēm vēl nav pilnībā aizstājusi histoloģisko izmeklēšanu, kas joprojām tiek uzskatīta par “zelta standartu” [45]. Tradicionāli melanomas diagnostikai tiek izmantota dermatoskopija, taču tās precizitāte īpaši agrīnās vai netipiskās melanomas gadījumos ir ierobežota, jo pigmentācijas un robežu atšķirības bieži ir grūti nosakāmas ar neapbruņotu aci vai pat ar standarta attēlveidošanas metodēm [46].

Līdz ar tehnoloģiju attīstību ir parādījušies jauni risinājumi, piemēram, digitālās dermatoskopijas ierīces, kas apvieno balto un violetās gaismas, tuvā UV spektra LED, lai uzlabotu pigmentācijas kontrastu un atvieglotu melanīna izplatības vizualizāciju ādā [46]. Šāda pieeja ļauj precīzāk noteikt ļaundabīgo veidojumu robežas, īpaši gadījumos, kad tradicionālā dermatoskopija nav pietiekami informatīva. Piemēram, pētījumā ar DZ-D100 dermatoskopu tika pierādīts, ka kombinējot balto un violeto LED apgaismojumu, iespējams daudz precīzāk noteikt melanomas izplatību, salīdzinot ar klasisko metodi vien [46]. Tomēr arī šīm tehnoloģijām ir savi ierobežojumi. Piemēram, bieza ādas slāņa vai citu ādas struktūru dēļ UV attēlos var rasties artefakti, kas apgrūtina precīzu diagnostiku, un dažos gadījumos pigmentācijas izmaiņas var būt saistītas ar citiem ādas stāvokļiem, nevis melanomu [46].

Papildus optiskajām metodēm tiek pētītas arī molekulārās un bioķīmiskās diagnostikas iespējas, piemēram, biomarķieru analīze, kas varētu ļaut agrāk atšķirt ļaundabīgus un labdabīgus veidojumus [47]. Tomēr šīs metodes vēl nav plaši pieejamas ikdienas klīniskajā praksē, un to izmaksas un tehniskā sarežģītība ierobežo to pielietojumu.

Jaunākie pētījumi pievēršas arī mākslīgā intelekta un automatizētu algoritmu izmantošanai attēlu analīzē, kas potenciāli varētu uzlabot diagnostikas precizitāti un samazināt subjektīvās kļūdas [47]. Tomēr arī šeit nepieciešami plašāki klīniskie pētījumi, lai šos risinājumus pilnvērtīgi validētu un ieviestu praksē.

Kopumā, lai arī tehnoloģiju attīstība ir būtiski uzlabojusi melanomas agrīnas diagnostikas iespējas, vēl joprojām nav izstrādāta neviena metode, kas būtu pilnībā precīza, ātra, neinvazīva un piemērota visiem pacientiem. Esošie risinājumi bieži vien ir jāapvieno, lai sasniegtu maksimālu diagnostisko precizitāti, un katrai tehnoloģijai ir savi specifiski ierobežojumi, kas jāņem vērā, izvēloties piemērotāko pieeju konkrētam klīniskam gadījumam ka arī RTU un LU izstrādātā sistēma ar adaptīvo PID kontroli ir viens no pirmajiem praktiskiem risinājumiem, kas apvieno šīs tehnoloģijas.

2. SISTĒMAS PROTOTIPA REALIZĀCIJA

Šajā nodaļā tiek aprakstīta adaptīvās UV LED kontroles sistēmas praktiskā ieviešana. Sistēmas izstrāde ietver gan aparatūras projektēšanu, gan programmatūras algoritmu realizāciju, kas kopā veido integrētu risinājumu UV LED precizitātes uzlabošanu priekš melanomas diagnostikas rezultātu uzlabošanai.

Prototipa izstrādes process sākas ar detalizētiem elektrisko shēmu aprēķiniem, kur tiek noteikti optimālie parametri UV LED darbībai, ņemot vērā temperatūras ierobežojumus un intensitātes stabilitātes prasības. Elektriskā slēguma projektēšanā īpaša uzmanība tiek pievērsta strāvas regulēšanas ķēdēm un ML8511 UV sensora integrācijai, lai nodrošinātu precīzu atgriezenisko saiti PID kontroles sistēmai.

UV LED un sensoru parametru analīze ietver detalizētu specifikāciju pārskatu, temperatūras raksturlielumu noteikšanu un lineāras atbildes verifikāciju dažādos darba režīmos. Šīs informācijas pamata tiek izstrādāti matemātiskie modeļi, kas nepieciešami PID algoritma efektīvai darbībai medicīniskās diagnostikas apstākļos.

PID algoritma teorētiskā ieviešana balstās uz vairākām, iepriekš minētām klasiskām un modernām metodēm. Ziegler - Nichols metode tiek izmantota sākotnējo kontroles parametru noteikšanai, bet gain scheduling funkcionalitāte ļauj dinamiski pielāgot sistēmu dažādiem ādas tipiem un vides apstākļiem. Step response analīze kļūst par galveno instrumentu sistēmas dinamiskās atbildes raksturošanai, savukārt auto tuning inovācijas nodrošina automātisku optimizāciju mainīgos darba apstākļos, ka arī nodrošina to, ka algoritms varēs būt elastīgs un darboties uz dažādiem LED tipiem.

Koda realizācijas apraksts ietver detalizētu skaidrojumu par konkrētām implementācijas detaļām - no mikrokontrolera programmēšanas līdz reāllaika algoritmu darbībai. Tiek analizēti parametri, kas ietekmē sistēmas precizitāti, kā arī drošības mehānismi, kas nodrošina uzticamu darbību klīniskajā vidē.

Nodaļas noslēgumā tiek aprakstīta eksperimentu gaita, kas veikta prototipa funkcionalitātes validācijai. Eksperimentālā daļa ietver sistemātisku testēšanu dažādos apstākļos, kļūdu noteikšanu, ka arī pārbaudi uz LED un sensor darbības spējām, mērot gan sistēmas tehniskos parametrus, gan tās spēju pielāgoties mainīgiem darba režīmiem, kas nodrošinās rezultātu precizitāti. Rezultātu analīze ļaus novērtēt izstrādātā risinājuma efektivitāti un identificēt turpmākās optimizācijas iespējas.

2.1. Nepieciešamo algoritmu apskate un aprēķini

2.1.1. Ziegler – Nichols teorētiskais aprēķins

Lai praktiski noteiktu PID regulatora koeficientus UV LED temperatūras kontrolei, vispirms jāizvēlas konkrēti sistēmas darba apstākļi un jāizmanto klasiskā Ziegler - Nichols metode, kas gadu desmitiem ir viena no populārākajām un praksē pārbaudītākajām PID regulēšanas stratēģijām [38]. Pieņemsim, ka sākotnējā temperatūra ir 25°C, bet mērķis jeb setpoint ir 35°C. Tādējādi temperatūras starpība, kas sistēmai jāpārvar, ir 10°C.

Sistēmas dinamiku raksturojam kā inerciālu pirmās kārtas procesu, kur tipiskā laika konstante (τ) ir aptuveni 15 sekundes – tas nozīmē, ka pēc aptuveni 15 sekundēm LED temperatūra sasniedz apmēram 63% no kopējās temperatūras starpības. Šī laika konstante ir būtiska, jo tā nosaka, cik ātri sistēma reaģē uz izmaiņām.

Ziegler - Nichols metode paredz, ka vispirms jānosaka tā sauktais kritiskais pastiprinājums (Ku) un oscilāciju periods (Tu). Matemātiski kritisko pastiprinājumu šādai sistēmai var aprēķināt pēc formulas:

(2.1.1.1)

Kur ievietojot mūsu parametrus:

(2.1.1.2)

Tālāk, izmantojot Ziegler - Nichols ieteiktās proporcijas, var iegūt sākotnējos PID regulatora parametrus:

* Proporcionāla komponente:

(2.1.1.3)

* Integrāļa komponente:

(2.1.1.4)

(2.1.1.5)

* Atvasinājuma komponente:

(2.1.1.6)

(2.1.1.7)

Praktiski tas nozīmē, ka, ja LED temperatūra atpaliek no mērķa par 1°C, regulators palielinās jaudu par 14,4% no savas maksimālās jaudas. Ja šī novirze saglabājas ilgāk, integrālā komponente pakāpeniski palielinās korekciju, savukārt atvasinājuma komponente palīdzēs izvairīties no pārmērīgas pārsvārstīšanās, ja temperatūra pēkšņi strauji mainās.

Šādi aprēķināti koeficienti nodrošina, ka teorētiskā LED temperatūra pietuvosies 35°C apmēram 12 sekunžu laikā un stabilizēsies ap šo vērtību 30 sekunžu laikā, ar iespējamu nelielu pārsniegumu (overshoot) ap 36,4°C, kas pēc tam ātri tiks izlīdzināts. Sistēmas drošībai ir svarīgi noteikt arī maksimālo pieļaujamo temperatūru, piemēram, 40°C, kuru pārsniedzot, regulators automātiski samazina jaudu, lai pasargātu LED no bojājumiem.

Šie teorētiskie aprēķini kalpo kā bāze eksperimentālai precizēšanai, kas tiks veikta reālā sistēmā, pielāgojot koeficientus atbilstoši faktiskajai LED un sensora uzvedībai konkrētajos darba apstākļos. Tas nodrošina gan precīzu temperatūras kontroli, gan LED darba ilgtspējību un drošu darbību medicīniskās diagnostikas iekārtā nepārkārstot.

2.2.1. Gain Scheduling

Lai uzlabotu PID regulatora darbību un nodrošinātu sistēmas pielāgošanos dažādiem apstākļiem, UV LED diagnostikas sistēmā var ieviest gain scheduling jeb adaptīvo pastiprinājuma regulēšanu. Šī pieeja nozīmē, ka PID regulatora koeficienti (Kp, Ki, Kd) netiek uzturēti nemainīgi, bet tiek dinamiski pielāgoti atkarībā no sistēmas reālajiem parametriem, piemēram, ādas fototipa, apkārtējās vides temperatūras vai LED darba režīma.

Praktiskā situācijā, piemēram, ja tiek mainīts pacienta ādas tips (piemēram, no gaišas uz tumšu ādu pēc Fitzpatrika skalas), mainās arī UV starojuma absorbcija un atstarošanās īpašības. Tas nozīmē, ka, lai saglabātu vienmērīgu un precīzu apgaismojumu, PID regulatoram jāspēj pielāgot savus parametrus. Matemātiski to var izteikt šādi:

Pieņemsim, ka sākotnējie PID koeficienti ir aprēķināti pēc Ziegler - Nichols metodes:

* Kp = 0.144;
* Ki = 0.0096;
* Kd = 0.54;

Ja, piemēram, ādas tips palielinās no III uz V pēc Fitzpatrika skalas, var ieviest korekcijas koeficientu α, kas atspoguļo nepieciešamo pastiprinājuma palielinājumu, lai kompensētu tumšākas ādas lielāko UV absorbāciju:

(2.1.2.1)

kur F ir ādas tips skalā no 1 līdz 6.

Tad pielāgotie PID koeficienti būs:

(2.1.2.2)

(2.1.2.3)

(2.1.2.4)

Piemēram, ja tiek diagnosticēts pacients ar ādas tipu V:

(2.1.2.5)

(2.1.2.6)

(2.1.2.7)

(2.1.2.8)

Šāda pieeja ļauj sistēmai automātiski pielāgoties dažādiem pacientiem un darba apstākļiem, saglabājot gan precizitāti, gan drošību. Literatūrā uzsvērts, ka gain scheduling ir īpaši efektīvs, ja sistēmas parametri vai darbības apstākļi mainās strauji vai būtiski, un to veiksmīgi izmanto arī citās jomās, kur nepieciešama adaptīva kontrole, piemēram, robotikā, aviācijā un medicīnā [48].

Tādējādi gain scheduling būtība ir padarīt PID regulatoru daudz elastīgāku un piemērotāku reālām, mainīgām situācijām, kas ir īpaši nozīmīgi medicīniskās diagnostikas iekārtās, kur nepieciešama augsta uzticamība un spēja darboties dažādos klīniskos apstākļos.

2.3.1. Step response

Step response jeb sistēmas reakcijas tests ir viens no būtiskākajiem etapiem PID regulatora iestatīšanā un validācijā, īpaši UV LED diagnostikas sistēmās, kur nepieciešama precīza temperatūras vai intensitātes kontrole. Šī metode ļauj novērtēt, kā sistēma reaģē uz pēkšņu mērķa vērtības (setpoint) maiņu – piemēram, kad temperatūras uzdevums no 25°C strauji tiek palielināts uz 35°C. Šādā testā tiek vērtēts, cik ātri un stabili LED temperatūra tuvojas jaunajam mērķim, kāds ir pāršāviena (overshoot) apjoms, cik ilgs ir stabilizācijas laiks (settling time) un vai sistēmā neveidojas ilgtermiņa kļūda (steady-state error) [50].

Praktiski step response testu veic, pēkšņi mainot regulatora setpoint un reģistrējot sistēmas atbildi. Svarīgākie parametri, kas tiek analizēti, ir:

* Rise time – laiks, kurā sistēma sasniedz 90% no mērķa vērtības,
* Settling time – laiks, līdz sistēma stabilizējas ±2% robežās ap mērķi,
* Overshoot – maksimālais pārsniegums virs mērķa,
* Steady-state error – ilgtermiņa kļūda pēc stabilizācijas [50].

Matemātiski, ja UV LED sistēmas laika konstante ir 15 sekundes, tad rise time būs aptuveni Tr = 15 \* 2.3 = 34.5 sekundes, bet stabilizācijas laiks (settling time) – aptuveni Ts = 4 \* 15 = 60 sekundes.

Ja PID koeficienti ir pareizi izvēlēti un, piemēram, pielāgoti ar gain scheduling metodi konkrētam ādas tipam, sistēma sasniegs mērķa temperatūru ātri un bez pārmērīga pārsitiena vai svārstībām.

Step response tests ļauj arī identificēt, vai PID parametri ir jāpielāgo – piemēram, ja novērojams liels overshoot, jāmazina proporcionālais vai integrālais pastiprinājums; ja sistēma ir pārāk lēna, jāpalielina proporcionālais koeficients vai jāsamazina integrālais laiks [50]. Šādi testi ir īpaši svarīgi medicīniskās diagnostikas iekārtās, jo ļauj nodrošināt, ka UV LED kontrole būs pietiekami precīza un droša dažādos klīniskos apstākļos.

Kopumā step response tests ir praktisks un efektīvs instruments, kas ļauj pielāgot PID regulatoru konkrētās sistēmas īpašībām, panākt ātru un stabilu reakciju, kā arī novērst potenciālas kļūdas vai nestabilitāti UV LED diagnostikas risinājumos.

2.4.1. PID autotuning

PID autotuning jeb pašregulējoša PID parametru iestatīšana ir būtisks solis, lai UV LED diagnostikas sistēma vienmēr darbotos precīzi un droši dažādos apstākļos. Atšķirībā no manuālas PID iestatīšanas vai tikai sākotnējiem teorētiskiem aprēķiniem, autotuning algoritms ļauj pašai sistēmai automātiski noteikt un pielāgot PID koeficientus (Kp, Ki, Kd) balstoties uz reāllaika mērījumiem un konkrētās ierīces dinamiku [51].

Praksē autotuning process parasti sākas ar to, ka kontrolieris uzdod sistēmai pēkšņu setpoint maiņu jeb step response – piemēram, temperatūras pieaugumu no 25°C uz 35°C. Sistēma reģistrē temperatūras izmaiņu līkni un analizē galvenos parametrus kuri ir tādi paši kā sistēmas reakcijai (step response). Balstoties uz šiem datiem, autotuning algoritms aprēķina optimālos PID parametrus, izmantojot modificētu Ziegler - Nichols metodi vai citus matemātiskus paņēmienus [51].

Mūsdienu autotuning algoritmi, kas iebūvēti gan rūpnieciskos kontrolieros, gan laboratorijas iekārtās, spēj veikt šo procesu pilnībā automātiski. Tie ne tikai nosaka PID parametrus sākotnējā palaišanas brīdī, bet arī spēj atkārtoti pielāgot tos ekspluatācijas laikā, piemēram, ja mainās vides apstākļi, LED noveco vai būtiski mainās slodze. Ja pēc kāda laika tiek novērota pārāk lēna vai nestabila sistēmas reakcija, autotuners veic atkārtotu iestatīšanu, nodrošinot optimālu reakciju arī ilgstošā darbībā [51].

Svarīgi, ka autotuning algoritmi var piedāvāt vairākus PID parametru komplektus – piemēram, vienu ar minimālu pāršāvienu (overshoot), kas ir svarīgi, ja temperatūra nedrīkst pārsniegt noteiktu slieksni, un otru ar minimālu stabilizācijas laiku, ja svarīga ir ātrākā iespējamā reakcija. Lietotājs vai sistēmas izstrādātājs var izvēlēties sev piemērotāko variantu atkarībā no uzdevuma – piemēram, UV LED diagnostikā, kā iepriekš tika konstatēts, priekšroka tiek dota minimālam pāršāvienam, lai aizsargātu gan LED, gan pacienta ādu.

Kopumā PID autotuning būtiski atvieglo sistēmas iestatīšanu, uzlabo temperatūras vai intensitātes stabilitāti un samazina manuālas regulēšanas nepieciešamību. Tas ir īpaši nozīmīgi medicīniskās diagnostikas iekārtās, kur precīza un uzticama kontrole ir kritiska diagnostikas kvalitātei un pacientu drošībai [51].

2.2. Sistēmas elektriskā slēguma izveide

Adaptīvās sistēmas izstrādē liela nozīme ir optimālā komponentu izvēlē, ka arī pareizā elektriskās shēmas savienojumam. Sistēmas pamatā ir UV diožu vadības mehānisms, kas balstās uz reāllaika temperatūras un UV intensitātes mērījumiem, nodrošinot stabilu UV starojumu diagnostikas procesā.

Sistēma sastāv no trim galvenām daļām:

1. Vadības bloks, mikrokontrolieris;
2. Mērīšanas sensori;
3. Izpildmehānismi, UV diodes ar tās vadības elementiem.

Mikrokontrolieris Arduino Uno darbojās kā centrālais vadības bloks, kas apstrādā sensoru datus, izmantojot gan lineārās mērījumu metodes, gan vēlāk arī PID algoritmu, pielāgo UV diožu intensitāti, nodrošinot stabilu temperatūru un to starojumu.

Mērīšanas sensoru daļa sastāv no NTC (Negative Temperature Coefficient) termorezistoriem, kas mēra UV diožu temperatūru samazinot savu pretestību, kad palielinās diodes temperatūra. Pats termorezistors ir pieslēgts pie Arduino mikrokontroliera analogā ieejas portam (A1), kurš nolasa sprieguma kritumu, kas ir proporcionāls termorezistora pretestībai. Papildus sensors irarī pats UV sensors ML-8511, kurš mēra faktisko starojuma intensitāti.

Izpildmehānismu daļa sastāv no UV 1W diodes un tai vadības nepieciešamajam NPN tranzistoram.

A diagram of a circuit board

AI-generated content may be incorrect.

**2.2.1 att. –** Sistēmas slēgums KiCad programmatūrā

Augstāk redzamā 2.2.1. attēlā ir redzama pati elektriskās shēma attēlojums. Shēma ietver vairākus galvenos komponentus, kas savienoti atbilstoši UV diodes kontroles vajadzībām.

Shēmas galvenā daļa sākas ar rezistoru R1 (5W, 15 Ω), kas ir pieslēgts strāvas avotam un kalpo kā strāvas ierobežotājs. R1 savienojas ar potenciometru RV1 (4W, 100Ω), kura malas ieeja ir pievienota R1, bet vidējā izeja ir savienota ar ultravioleto diodi UV1 (1W, 405nm). Potenciometrs RV1 veic reostata funkciju un ļauj manuāli regulēt UV diodes intensitāti.

UV diode UV1 ir pievienota NPN tranzistora NPN1 (80V, 1.5A, 8W) kolektora (collector) ieejai, emiteris (emmiter) ir savienots ar GND, bet bāze ir pieslēgta caur rezistoru R2 (1W, 330Ω, 5%) pie Arduino kontrollera digitālā izvada D10. Šāds savienojums veido pamata vadību, kur Arduino ar PWM signālu caur tranzistoru var kontrolēt UV diodes ieslēgšanu un izslēgšanu.

Lai nodrošinātu temperatūras kontroli, uz UV diodes korpusa ar termolīmi ir piestiprināts NTC termorezistors TH2 (10kΩ, 10%, 450mW). Termorezistors TH2 veido sprieguma dalītāju kopā ar rezistoru R4 (0.5W, 10kΩ, 5%). TH2 ir pievienots pie barošanas sprieguma 5V, bet R4 - pie GND. Sprieguma dalītāja vidus starp šiem rezistoriem ir pieslēgts pie Arduino analogās ieejas A0, kas ļauj mērīt un novērot UV diodes temperatūru.

Papildus shēmā ir iekļauts UV sensors ML8511, kura ieejas/izejas ir savienotas šādi:

1. VIN ir pieslēgts pie Arduino VIN;
2. GND ir savienots ar Arduino GND;
3. OUT ir pievienots Arduino analoga ieejai A3;
4. EN ir savienots ar Arduino 3V3.

Shēmā ir attēlots, ka Arduino D10 digitālā izeja tiek izmantota PWM signāla ģenerēšanai, kas caur rezistoru R2 vada NPN tranzistoru, tādējādi regulējot UV diodes intensitāti. Savukārt Arduino analogās ieejas tiek izmantotas, lai nolasītu temperatūras datus no termorezistora TH2 un UV intensitātes datus no ML8511 sensora.

Kopumā, šī shēma ir izstrādāta, lai precīzi kontrolētu UV diodes starojuma intensitāti un temperatūru, kuri ir būtiski parametri melanomas diagnostikas ierīcē, nodrošinot stabilu UV starojumu diagnozes procesā.

2.3. Sistēmas elektriskās ķēdes detaļas un aprēķini

Sistēmas prototipa izstrāde tiek uzsākta ar specifisku detaļu izvēli un sistēmas parametru aprēķinu, lai nodrošinātu UV diožu darbību un precīzu temperatūras kontroli. Prototipa pamata mikro kontrolieris tika izvēlēts izvēlēts Arduino Uno vairāku iemeslu dēļ. Pirmkārt, Arduino saimes risinājumi ir plaši pieejami un ekonomiski izdevīgi prototipa modeļu izstrādei, ka arī Arduino mikro kontrolieri ir viegli apgūstami, kas atvieglo un ļauj uzsākt darbu pie izstrādes bez lieliem sākotnējiem ieguldījumiem. Otrkārt, Arduino Uno piedāvā pietiekamu 16Hz skaitļošanas jaudu, ar kuras palīdzību var efektīvi realizēt PID algoritmu reālajā laikā, vienlaikus nodrošinot analogās ieejas termorezistoram un UV sensora datu nolasīšanai.

Arduino Uno nodrošina impulsa platuma modulācijas (IPM; angliski: PWM) izejas ar frekvenci 490Hz, kas ir pietiekams UV diožu intensitātes kontrolei. Platforma atbalsta I2C un SPI komunikācijas protokolus, kas ļauj viegli pievienot papildus sensorus vai arī displeju, ja tas ir nepieciešams prototipa testēšanas laikā.

Arduino plašā lietotāju kopiena un pieejamā dokumentācijas un gatavās izstrādes bibliotēkas, kas ievērojami atvieglo PID algoritma implementāciju sistēmā. Konkrēti, tika izmantota “PID\_v1” bibliotēka, kura piedāvā gatavu PID kontroliera implementāciju ar tai pielāgojamiem parametriem.

No tehniskā viedokļa, Arduino Uno piedāvā stabilu 5V barošanas avotu ar iebūvēto sprieguma regulatoru, kurš var nodrošināt līdz pat 500mA strāvas, kas ir pietiekams, lai darbinātu viss sistēmas sensorus un tās vadības loģiku.

Salīdzinot ar citām platformām, piemēram, Raspberry Pi vai citiem specializētiem mikro kontrolieriem, Arduino Uno piedāvā līdzsvaru starp funkcionalitāti, cenu un implementācijas vienkāršību, kas bija būtisks prototipa izstrādes fāzei.

Komponentu saraksts

2.2.1. tabula

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| Komponente | Daudzums | Specifikācija | Funkcija |
| Rezistors | 1 | 0.5W, 10k, 5% | Sprieguma dalītājam |
| Rezistors | 1 | 2W, 330R, 5% | Augstas jaudas kontrolei |
| Potenciometrs | 1 | 4W, 100R | Strāvas stipruma kontrolei |
| NTC termorezistors | 2 | 10k, 10%, 450mW | UV temperatūras mērījumiem |
| NPN tranzistors | 2 | 80V, 1.5A, 8W | Signāla pastiprināšanai |
| UV sensors | 1 | GY-8511 ML8511UVB UV Rays Sensor | UV starojuma intensitātes mērījumiem |
| UV diode | 2 | 1W, 405nm | UV avots |
| MIkrokontrolieris | 1 | Arduino Uno | Sistēmas vadībai un datu apstrādei |
| Maketēšanas un vara plate | 1 | - | Detaļu savienošanai un testēšanai |
| “Jumper” vadi | Komplekts | - | Savienojumiem |
| Temperatūru vadošā līme | 1 | Termoglue - 10 | Termorezistora piestiprināāšanai pie UV diodes |
| ML8511 | 1 | UV sensors | UV intensitātes mērīšanai |
| BH1750 | 1 | Baltās gaismas sensors | Baltās gaismas intensitātes mērīšanai |

Komponentu izvēle balstījās uz šādiem apsvērumiem:

1. Arduino Uno tika izvēlēts plašo iespēju, vieglas programmēšanas un atbalstīto bibliotēku dēļ. Tas piedāvā pietiekamu skaitu analogo ieeju (A0-A5) temperatūras un UV sensoru nolasīšanai, kā arī PWM (impulsa platuma modulācijas) izejas (D0-D13) UV diožu vadībai.
2. UV diodes ar parametriem 405nm, 1W tika izvēlētas, jo:
   1. 405nm viļņa garums ir optimāls ādas autofluorescences procesam;
   2. 1W jauda nodrošina pietiekamu intensitāti diagnostiskas procedūrām;
   3. Tā vistuvāk atbilst UV diodēm uz pašas gatavās ierīces.
3. NTC termorezistori 10kΩ nodrošina augstu temperatūras mērīšanas precizitāti diapazonā no 20°C līdz 80°C. Termorezistoru nominālā pretestība mainās, kas nodrošina augstu temperatūras maiņas jutību visā UV diožu darba temperatūras diapazonā (25 - 60°C).
4. ML - 8511 UV sensors spēj detektēt UV starojumu, nodrošinot lineāru sakarību starp izejošo spriegumu un UV intensitāti.
5. BH1750 – pilda identisku UV sensoram funkciju, bet ir piemērots baltās gaismas uztveršanai.
6. NPN tranzistori 80V, 1.5A, 8W, tika izvēlēti to augsto strāvas un jaudas parametru dēļ, kas ļauj droši vadīt UV diodes bez to pārkaršanas riska.

Sistēmas prototipa izstrādē būtiska nozīme bija precīziem aprēķiniem, kas nodrošināja doto komponentu izvēli.

UV diožu barošanas ķēdē tika izmantoti 2.2 Ω rezistori, lai ierobežotu strāvu.

Strāvas aprēķina formula:

(2.3.1)

Lai pārliecinātos, ka izzelēties rezistori spēj izturēt konkrēto 0.82A strāvu, tika aprēķināta nepieciešamā jauda:

(2.3.2)

Tā kā aprēķinātā jauda ir 1.47W, tika izvēlēti rezistori ar jaudu 5W, lai nodrošinātu pietiekamu drošības rezervi un izvairītos no pārkaršanas.

Termorezistoru pretestības un temperatūras sakarība tika aprēķināta, izmantojot Steinhart-Hart vienādojumu:

3 (2.3.3)

kur:

* T ir temperatūra Kelvinos;
* R ir termorezistora pretestība omos;
* A=1.009 \* 10−3, B=2.378 \* 10−4 C=2.019 \*10−7 ir Steinhart-Hart koeficienti.

Aprēķini parādīja, ka izvēlētā termorezistora (NTC, 10kΩ) pretestība mainās no aptuveni 24.4kΩ pie 20°C līdz 2.1kΩ pie 80°C, kas nodrošina labu jutību visā UV diožu darba temperatūras diapazonā (20-40°C).

Šie aprēķini palīdzēs izvēlēties optimālus komponentus prototipam un nodrošināja sistēmas stabilu darbību. PWM vadības mehānisms tika ieviests, lai precīzi kontrolētu vidējo strāvu caur diodēm, jo aprēķinātā strāva (0.82A) pārsniedz diožu nominālo strāvu (0.35A).

2.4. Sistēmu sensoru un LED stabilitātes pārbaude

Pirms adaptīvās PID kontroles sistēmas izstrādes un ieviešanas ir svarīgs posms, kurā nepieciešams pārbaudīt un validēt visus galvenos sistēmas komponentus. Šajā nodaļā tiek aprakstīti eksperimenti un to rezultāti, kas veikti, lai noteiktu ML8511 UV sensora precizitāti un ticamību, kā arī UV LED moduļu termisko un intensitātes stabilitāti darba apstākļos. Bez šādas pamatīgas komponentu testēšanas nav iespējams izstrādāt efektīvu PID algoritmu, jo kontroles sistēmai nepieciešami precīzi izejas dati no sensoriem un paredzama LED uzvedība dažādos darbības režīmos.

Komponentu validācija ietver ne tikai statisko parametru mērīšanu, bet arī dinamisko reakciju analīzi uz strāvas un temperatūras izmaiņām. Īpaši svarīgi ir noteikt LED termisko inerci un stabilitāti, jo šie parametri tieši ietekmē PID algoritma iestatījumus un reakcijas ātrumu. Tāpat ML8511 sensora linearitāte un jutība dažādos UV intensitātes diapazonos ir fundamentāla sistēmas kalibrācijas pamatā.

2.4.1.att - NTC 10k rezistora pretestības tests verdošā un aukstā ūdenī

Eksperimentā izmantotais NTC termorezistors ir EPCOS B57164K0103 ar sekojošām specifikācijām: 10kΩ ± 10% pretestība pie 25°C, maksimālo jaudu 450mW, vadītāju attālumu 5,0mm un B-vērtību 4300K ± 3%. Termorezistors pieder 2904 sērijas R/T raksturlīknei ar precīzi definētiem parametriem dažādās temperatūrās.

Eksperimenta sākumā pie istabas temperatūras (22°C) NTC pretestība bija 10.000Ω, kas pilnībā atbilst ražotāja specifikāciju datu lapai R25 = 10kΩ. Pie 25°C standarta temperatūras pretestībai būtu jābūt precīzi 10kΩ, un 3°C atšķirība rada mazu novirzi, kas iekļaujas pieļaujamajā termorezistora tolerancē.

Otrajā testa fāzē, ievietojot NTC tuvu verdošā ūdens temperatūrai, pretestība strauji samazinājās līdz 550Ω. Saskaņā ar EPCOS datasheet tabulu sērijai 2904, RT/R25 koeficients pie 100°C ir 0.055047, kas dod R100 = 10kΩ \* 0.055047 = 550.47Ω. Eksperimentālā vērtība 550Ω precīzi sakrīt ar ražotāja specifikāciju, apliecinot NTC precizitāti un pareizu darbspēju.

Trešajā fāzē, pārvietojot NTC aukstā ūdens temperatūrā, pretestība pieauga līdz 32.000 - 33.000Ω. Datu lapa norāda RT/R25 = 3.3208 pie 0°C, kas dod R0 = 10kΩ \* 3.3208 = 33.208kΩ. Eksperimentālā vērtība 33kΩ arī precīzi atbilst specifikācijai.

Būtisks novērojums ir termiskā atbildes ātrums. EPCOS norāda termisko dzesēšanas laika konstanti τc ≈ 20 sekundēm gaisā, bet eksperimentā ūdenī NTC sasniedza temperatūras līdzsvaru 5 - 6 sekunžu laika posmā. Šī atšķirība ir skaidrojama ar ūdens augstāko siltumvadītspēju (λ ≈ 0.6 W/m\*K) salīdzinājumā ar gaisu (λ ≈ 0.026 W/m\*K), kas nodrošina 23 reizes ātrāku siltuma pārnesi.

NTC maksimālā jauda 450mW pie 25°C un siltuma izkliedēšanas faktors δth ≈ 7.5 mW/K nozīmē, ka UV LED kontroles sistēmā šis sensors spēs precīzi mērīt LED temperatūru bez pašuzsilšanas ietekmes.

Eksperimentā tika pierādīta lineārā logaritmiskā atkarība starp temperatūru un pretestību, kas ir 60:1 attiecība no 550Ω līdz 33kΩ, nodrošina pietiekamu jutību PID kontroles vajadzībām ar izšķirtspēju ± 0.1°C.

Šis validācijas tests apstiprināja B57164K0103 specifikāciju atbilstību un to, ka termorezistors ir piemērots adaptīvās UV LED kontroles sistēmas temperatūras atgriezeniskās saites realizācijai ar augstu precizitāti un ticamību.

2.4.2.att. - UV LED temperatūras un intensitātes stabilitātes grafiks pie 50, 70 un 60mA strāvas

2.4.2. grafikā redzams UV LED temperatūras un UV intensitātes stabilitātes eksperiments, kurā LED tika darbināts ar trim dažādām strāvas vērtībām: 50 mA, 70 mA un 60 mA. Grafika zilā līkne attēlo LED temperatūras izmaiņas laikā, savukārt oranžā līkne – UV starojuma intensitāti (mW/cm²).

Eksperimenta sākumā LED darbojās ar augstāku strāvu (70 mA), kas nodrošināja augstu UV intensitāti, bet arī izraisīja temperatūras pieaugumu līdz aptuveni 30°C. Pēc aptuveni 100 sekundēm strāva tika samazināta līdz 50 mA, kā rezultātā LED temperatūra pakāpeniski samazinājās un stabilizējās zemākā līmenī, savukārt UV intensitāte arī samazinājās, bet saglabāja relatīvi stabilu vērtību.

Tālāk, ap 300. sekundes atzīmi, strāva tika mainīta uz 60 mA, kas izraisīja nelielu temperatūras pieaugumu un atbilstošu intensitātes palielināšanos. Redzams, ka gan temperatūra, gan UV intensitāte pielāgojas jaunajam darba režīmam ar nelielu inerci, bet bez pēkšņiem lēcieniem vai svārstībām. Ap 500. sekundi strāva atkal tika mainīta, kas atspoguļojas abās līknēs ar attiecīgu izmaiņu.

Svarīgi atzīmēt, ka gan temperatūras, gan intensitātes līknes ir gludas un bez trokšņiem, kas norāda uz LED augstu kvalitāti un stabilitāti. Šāda uzvedība ir īpaši svarīga medicīniskās diagnostikas sistēmās, jo nodrošina paredzamu un drošu darbību arī pie mainīgas slodzes. Šie rezultāti apstiprina, ka izvēlētie UV LED ir piemēroti precīzai adaptīvai kontrolei un ļauj uzturēt stabilu apgaismojumu diagnostikas procesā.

2.5. Sistēmas eksperimentālās darbības apraksts

Šīs eksperimentālās gaitas būtība ir izstrādāt, UV LED sistēmas reakciju uz dažādām strāvas slodzēm un cik nozīmīga ir PID regulatora loma stabilas temperatūras un UV intensitātes uzturēšanā. Sākotnēji LED tiek apzināti sildīts ar daudz lielāku strāvu, nekā tas būtu droši ilgstošai lietošanai, lai pēc iespējas ātrāk sasniegtu nepieciešamo darba temperatūru. Šī pieeja ļauj LED īsā laikā iziet uz savu darba režīmu, taču ilgstoši šādu slodzi LED nevar izturēt, jo pastāv pārkaršanas un bojājumu risks.

Kad LED sasniedz mērķa temperatūru, sistēmā tiek aktivizēts PID regulators, kas automātiski pielāgo strāvu un notur temperatūru noteiktā līmenī. Šajā brīdī LED vairs netiek pakļauts pārmērīgai slodzei, un temperatūra, kā arī UV intensitāte kļūst stabila un paredzama. Bez PID kontroles LED temperatūra vai nu pārsniegtu drošo robežu (radot overshoot, kas nav pieļaujams medicīniskā ierīcē), vai arī līdz darba temperatūrai celtos pārāk lēni, kas samazinātu sistēmas efektivitāti un precizitāti.

2.6. PID algoritma izstrāde

Izstrādātā sistēma sastāv no trim galvenajiem komponentiem: NTC termistora temperatūras mērīšanai, ML8511 UV sensora LED UV līmeņa monitoringam un PWM vadāmā UV LED moduļa. Implementācija veikta Arduino platformā tās plašo bibliotēku pieejamības un vienkāršās integrācijas dēļ.

#define TEMP\_SENSOR\_PIN A0 // NTC termistora ieeja

#define UV\_SENSOR\_PIN A1 // ML8511 UV sensors

#define UV\_LED\_PWM\_PIN 3 // LED vadības (PWM) izvade

Sistēmas pamatā ir atgriezeniskās saites princips, kur kontrolieris nepārtraukti salīdzina mērķvērtību ar faktisko sistēmas vērtību.

Proporcionālā komponente nodrošina tūlītēju reakciju uz kļūdas vērtību:

float error = setpointTemperature - currentTemperature;

float P = Kp \* error;

Proporcionālais koeficients Kp = 2.0 tika noteikts patstāvīgi iepriekš eksperimentāli, nodrošinot pietiekamu sistēmas atsaucību bez pārregulācijas. Proporcionālā daļa rada izvadi, kas ir tieši proporcionāla kļūdas lielumam.

Integrālais komponents novērš pastāvīgās sistēmas kļūdas, uzkrājot iepriekšējo kļūdu summu:

integral += error \* dt;

integral = constrain(integral, -integralLimit, integralLimit);

float I = Ki \* integral;

Proporcionālais koeficients Kp = 2.0 tika noteikts iepriekš patstāvīgi eksperimentāli, nodrošinot pietiekamu sistēmas atsaucību bez pārregulācijas. Proporcionālā daļa rada izvadi, kas ir tieši proporcionāla kļūdas lielumam.

Integrālais komponents novērš pastāvīgās sistēmas kļūdas, uzkrājot iepriekšējo kļūdu summu:

integral += error \* dt;

integral = constrain(integral, -integralLimit, integralLimit);

float I = Ki \* integral;

Ierobežojumu ieviešana ar constrain() funkciju novērš "integral windup" efektu, kad integrālā vērtība kļūst pārāk liela un destabilizē sistēmu. Integrālais koeficients Ki = 0.05 nodrošina pakāpenisku kļūdas novēršanu.

Derivatīvā komponente prognozē sistēmas uzvedību, balstoties uz kļūdas izmaiņu ātrumu:

float D = Kd \* (error - lastError) / dt;

lastError = error;

Derivatīvais koeficients Kd = 0.5 palīdz novērst pārregulāciju un uzlabo sistēmas stabilitāti. Komponents aprēķina kļūdas izmaiņu ātrumu un rada pretēju korekciju.

Implementētā Ziegler-Nichols metode automātiski nosaka optimālos PID parametrus:

if(millis() - oscillationStart > tuningDuration && oscillationCount > 2) {

Ku = 0.6 \* outputStep / overshootFactor;

Tu = (millis() - oscillationStart) / 1000.0;

Kp = 0.6 \* Ku;

Ki = 1.2 \* Ku / Tu;

Kd = 0.075 \* Ku \* Tu;

}

Algoritms nosaka galējo pastiprinājumu Ku un oscilācijas periodu Tu, pēc kam aprēķina PID parametrus pēc empīriskām Ziegler-Nichols formulām. Šīs formulas nodrošina stabilu sistēmas darbību lielākajai daļai lineāru procesu.

ML8511 UV sensora kalibrācija tika veikta, izmantojot zināmas atsauces vērtības:

const float UV\_DARK\_VOLTAGE = 11.82;

const float UV\_BRIGHT\_VOLTAGE = 5.22;

float voltageRange = UV\_DARK\_VOLTAGE - UV\_BRIGHT\_VOLTAGE;

float normalizedVoltage = (UV\_DARK\_VOLTAGE - sensorVoltage) / voltageRange;

uvIndex = normalizedVoltage \* 15.0;

Sensors darbojas pretēji konvencionālai loģikai - tumšumā rada augstāku spriegumu. Kalibrācijas algoritms pārveido sensora spriegumu UV indeksā diapazonā no 0 līdz 15, kur 0 atbilst UV neesamībai un 15 - ļoti augstam UV līmenim.

Sistēmā integrēts daudzlīmeņu drošības mehānisms:

if(currentTemperature > emergencyThreshold && !emergencyStop) {

analogWrite(UV\_LED\_PWM\_PIN, 0);

emergencyStop = true;

Serial.println("Kritiska tempratūra! Sistēma apstādināta!");

while(1);

}

Kritiskā temperatūras robeža 75°C tika noteikta, balstoties uz ādas drošības standartiem. Pārsniegšanas gadījumā sistēma nekavējoties pārtrauc UV LED darbību un pāriet bezgalīgā ciklā, novēršot automātisku restartēšanos.

Implementēta adaptīva pastiprinājuma plānošana atkarībā no Fitzpatrick ādas tipa skalas:

const float skinTypeGainFactors[6] = {0.8, 0.9, 1.0, 1.1, 1.2, 1.3};

float gainFactor = skinTypeGainFactors[skinTypeFitzpatrick-1];

Kp \*= gainFactor;

Gaišākai ādai (tips 1-2) tiek izmantoti mazāki pastiprinājuma koeficienti (0.8-0.9), savukārt tumšākai ādai (tips 5-6) - augstāki koeficienti (1.2-1.3). Šī pieeja nodrošina personalizētu vadību atkarībā no individuālajām īpašībām.

NTC termistora datu apstrāde tiek veikta, izmantojot Steinhart-Hart vienādojumu:

float resistance = 10000.0 \* voltage / (5.0 - voltage);

float tempK = 1.0 / (0.001129148 + (0.000234125 \* log(resistance)) +

(0.0000000876741 \* pow(log(resistance), 3)));

float tempC = tempK - 273.15;

Šis algoritms nodrošina precīzu temperatūras aprēķinu plašā diapazonā, pārvēršot termistora pretestību temperatūrā ar augstu precizitāti.

3. Sistēmas prototipa testēšana

3.1. LED uzkaršanas pētījums

3.1.1.att. un 3.1.2.att. -3 dažādu LED temperatūra un intensitāte neregulējot pie 150mA strāvas

3.1.1. un 3.1.2. attēlos redzami eksperimenta rezultāti, kur trīs dažādu tipu LED (UV, Warm White, Pure White) tika darbināti ar nemainīgu 100 mA strāvu bez jebkādas aktīvas temperatūras vai intensitātes regulēšanas. Kreisajā grafikā attēlota LED temperatūras dinamika laika gaitā. Jau pirmajās sekundēs visstraujākais temperatūras pieaugums novērojams UV LED, kura temperatūra no sākotnējiem aptuveni 24°C sasniedz gandrīz 67°C 25 sekunžu laikā. Warm White LED temperatūra pieaug līdz apmēram 63°C, bet Pure White LED – līdz aptuveni 61°C. Šie dati parāda, ka UV LED ir visjutīgākais pret termisko pārslodzi, bet arī pārējiem LED temperatūra strauji tuvojas kritiskajām robežām.

Labajā grafikā redzama LED starojuma intensitātes izmaiņa laika gaitā. Visos gadījumos intensitāte samazinās, taču visizteiktāk tas notiek UV LED, kur intensitāte no sākotnējiem gandrīz 39 mW/cm² samazinās līdz aptuveni 30 mW/cm². Warm White un Pure White LED intensitātes kritums ir līdzīgs – no aptuveni 22–23 mW/cm² līdz 16–18 mW/cm². Šī tendence norāda uz to, ka LED intensitāte būtiski cieš no pārkaršanas, kas rodas pie augstas strāvas un nepietiekamas dzesēšanas.

Šie rezultāti skaidri parāda, ka, darbinot LED ar 150 mA bez regulācijas, temperatūra strauji pieaug un intensitāte būtiski samazinās jau dažu desmitu sekunžu laikā. Tas ne tikai samazina LED efektivitāti un attēlu kvalitāti, bet arī ievērojami palielina LED bojājumu un priekšlaicīgas atteices risku. Tieši tāpēc medicīniskās diagnostikas iekārtās ir būtiski izmantot PID vai līdzīgas adaptīvas regulācijas sistēmas, kas spēj uzturēt optimālu temperatūru un nemainīgu starojuma intensitāti arī ilgstošas slodzes apstākļos.

3.1.3.att - LED termālās inerces grafiks pie 150mA strāvas

3.1.3. attēlā redzams LED termālās inerces grafiks pie 150 mA strāvas, kur uz horizontālās ass attēlots laiks sekundēs (no 1 līdz 5 sekundēm), bet uz vertikālās ass – LED temperatūra grādos pēc Celsija. Grafiks ilustrē, kā UV, Warm White un Pure White LED temperatūra mainās pirmajās piecās sekundēs pēc ieslēgšanas, kad tiem tiek pievadīta vienāda strāva.

No grafika skaidri redzams, ka visstraujāk uzkarst tieši UV LED (zilā līkne), kura temperatūra pieaug no aptuveni 25°C līdz gandrīz 42°C jau pirmajās piecās sekundēs. Warm White LED (oranžā līkne) temperatūra šajā pašā laikā sasniedz ap 37°C, bet Pure White LED (pelēkā līkne) – ap 34°C. Šīs atšķirības parāda, ka UV LED ir vismazākā termālā inerce, proti, tas visātrāk reaģē uz pievadīto elektrisko jaudu un arī visātrāk uzkarst.

Termālā inerce šajā kontekstā nozīmē LED spēju pretoties straujām temperatūras izmaiņām. Jo mazāka ir termālā inerce, jo ātrāk LED temperatūra mainās, reaģējot uz strāvas izmaiņām. Tas ir īpaši svarīgi UV LED gadījumā, jo šāda strauja uzkaršana rada risku pārkarsēt LED un samazināt tā kalpošanas laiku, ja nav ieviesta efektīva temperatūras kontrole.

Šāda pieeja ļauj nodrošināt, ka LED darbojas tikai drošā un optimālā režīmā, kas ir būtiski kvalitatīvai un drošai UV diagnostikai. Eksperimenta rezultāti apliecina, ka bez adaptīvas PID kontroles LED nevarētu ne ātri, ne precīzi sasniegt un noturēt nepieciešamo darba temperatūru, kas ir priekšnoteikums stabilai un atkārtojamai diagnostikas procedūrai.

3.2. PID algoritma pārbaude ar iepriekš uzsildīto UV LED

Šajā apakšnodaļā tiek veikta PID kontroles algoritma praktiskā pārbaude, izmantojot UV LED, lai novērtētu tā spēju uzturēt stabilu temperatūru diagnostikas procesā. Lai gan tests tiek realizēts uz UV LED, algoritma struktūra un funkcionalitāte ir izstrādāta kā universāla neatkarīgi no sensoriem un LED diodēm, bet tās vajadzēs nokalibrēt katru reizi, kas ļauj to pielāgot jebkura veida LED vai termiski jutīgu elementu kontrolei.

PID ON

3.2.1.att. – UV PID kontrolētā temperatūra un mērķa temperatūra

3.2.1. grafikā demonstrētā UV LED temperatūras kontroles sistēma ar PID algoritmu parāda izcilu precizitāti un stabilitāti reālos darba apstākļos. Grafiks skaidri atspoguļo trīs atšķirīgas fāzes, kas kopā veido pilnīgu UV LED kontroles ciklu, kas ir būtisks kvalitatīvai melanomas diagnostikai.

Eksperimenta pirmajā fāzē UV LED tiek apzināti sasildīts ar 150mA augstu strāvas vērtību, lai pēc iespējas ātrāk sasniegtu nepieciešamo darba temperatūru. Kā redzams no datiem, temperatūra strauji pieaug no sākotnējiem 24°C līdz 50°C tikai piecās sekundēs, kas apliecina LED ļoti zemo termisko inerci un augsto reakcijas ātrumu.

Svarīgi atzīmēt, ka šī straujā uzkaršana nav paredzēta ilgstošai lietošanai – tā ir tikai ātra metode, lai LED pēc iespējas ātrāk sasniegtu darba temperatūru. Ja LED tiktu turēts šādā režīmā ilgāk, tas varētu radīt neatgriezeniskus bojājumus vai ievērojami saīsināt tā kalpošanas laiku.

Piektajā sekundē strāvas padeve tiek pārtraukta, taču LED temperatūra turpina pieaugt, sasniedzot maksimumu 55°C septītajā sekundē. Šis parādījums ir pazīstams kā termiskā inerce jeb pašuzkaršanās efekts – LED kristāls turpina uzkrāt siltumu no iepriekš pievadītās enerģijas, kā rezultātā temperatūra papildus paaugstinās par 1,5°C.

Šī fāze ir kritiski svarīga, jo demonstrē, kāpēc UV LED sistēmām ir nepieciešama kontrole – bez tās LED temperatūra var neparedzēti svārstīties vai pat pārsniegt drošos darbības parametrus.

Septītajā sekundē tiek aktivizēts PID kontroles algoritms, kas uzreiz pārņem LED jaudas regulēšanu. Rezultāts – temperatūra tiek precīzi stabilizēta pie 55,0°C ar minimālām svārstībām (±0,3°C), kas apliecina PID algoritma augsto efektivitāti.

No 8. līdz 60. sekundei sistēma demonstrē izcilu stabilitāti – gan temperatūra, gan UV intensitāte paliek konstanta bez jebkādām oscilācijām vai arī drift efektiem. Šāda precizitāte ir svarīga medicīniskās diagnostikas kontekstā, jo kā jau tika minēts jebkuras UV intensitātes izmaiņas var tieši ietekmēt attēlu kvalitāti un diagnostikas rezultātu ticamību.

Mērījumu dati parāda, ka PID algoritms spēj kompensēt gan sākotnējo LED termisko inerci, gan ārējos traucējumus. Fakts, ka gan temperatūra, gan intensitāte paliek precīzi visu atlikušo eksperimenta laiku, norāda uz to, ka:

* Proporcionālā komponente efektīvi kompensē aktuālo kļūdu;
* Integrālā komponente novērš jebkādu ilgtermiņa novirzi;
* Atvasinājuma komponente slāpē svārstības un nodrošina gludu pāreju.

Šis eksperiments pierāda, ka bez PID kontroles UV LED sistēma nebūtu spējīga nodrošināt nepieciešamo stabilitāti melanomas diagnostikai. Temperatūras un intensitātes svārstības varētu radīt attēlu artefaktus, neprecīzu audzēju robežu noteikšanu un diagnostiskās kļūdas, kas nav pieļaujams medicīniskā kontekstā.

Eksperimentālā gaita demonstrē, ka izstrādātais PID algoritms spēj nodrošināt medicīnisko prasību līmeni temperatūras un UV intensitātes kontrolei. Sistēmas spēja uzturēt 55,0°C temperatūru ar ±0,1°C precizitāti bez novirzēm padara to piemērotu kvalitatīvai un atkārtojamai melanomas diagnosticēšanai, kur stabils UV apgaismojums ir priekšnoteikums precīziem rezultātiem.

PID ON

3.2.2.att. - UV PID kontrolētā LED intensitāte un temperatūra paralēli tai

UV LED intensitātes uzvedība 3.2.2. grafikā demonstrē ne tikai LED fizikālās īpašības, bet arī PID kontroles spēju uzturēt stabilu optisko jaudu, kas ir svarīgi precīzai melanomas diagnostikai. Intensitātes izmaiņas cieši korelē ar temperatūras svārstībām, atklājot sarežģītu termo optisko mijiedarbību.

Eksperimenta sākumā UV LED intensitāte ir maksimālā - 37,0 mW/cm² pie 24°C temperatūras, kas atbilst LED optimālajiem darba apstākļiem pie zemākas temperatūras. Tomēr jau pirmajā sekundē, kad temperatūra strauji pieaug līdz 32°C, intensitāte samazinās līdz 36,2 mW/cm². Šis ir skaidrojams par LED kristāla fizikālajām īpašībām - augstākā temperatūrā samazinās elektronu rekombinācijas efektivitāte, kā rezultātā mazāk elektroenerģija tiek pārvērsta par optisko starojumu.

Turpmākā intensitātes krituma dinamika ir lineāra. Otrajā sekundē - 35,4 mW/cm², trešajā - 34,4 mW/cm², ceturtajā - 33,4 mW/cm². Šāds pakāpenisks samazinājums par aptuveni 0,8-1,0 mW/cm² sekundē norāda uz paredzamu un kontrolējamu LED termisko uzvedību, kas ir laba priekš algoritma projektēšanas. Kopumā četru sekunžu laikā intensitāte samazinās par 3,6 mW/cm² jeb 9,7%, kas ir ievērojams kritums, bet vēl pieņemams diagnostikas vajadzībām.

Piektajā sekundē, kad strāvas padeve tiek pārtraukta, LED temperatūra turpina pieaugt līdz 53,5°C, un intensitāte attiecīgi samazinās līdz 32,9 mW/cm². Sestajā sekundē, sasniedzot 54,6°C, intensitāte vēl nedaudz kritās līdz 32,7 mW/cm². Septītajā sekundē, kad temperatūra sasniedz maksimumu 55,0°C, arī intensitāte sasniedz savu minimālo vērtību - 32,5 mW/cm².

Šī fāze ir svarīga, jo demonstrē LED termisko inerci - pat bez aktīvas enerģijas padeves LED turpina uzkrāt siltumu, un intensitāte turpina samazināties. Kopējais intensitātes kritums šajā posmā ir 0,4 mW/cm², kas ir mazs, bet kontekstā ar jau samazinājušos intensitāti tas ir faktors, kas ietekmē diagnostikas kvalitāti.

Septītajā sekundē, kad tiek aktivizēts PID kontroles algoritms, notiek izmaiņa sistēmas vadībā. Intensitāte tiek precīzi stabilizēta pie 32,5 mW/cm² ar minimālām svārstībām. Astotaja un desmitajā sekundē intensitāte paliek konstanta 32,5 mW/cm², devītajā sekundē nedaudz pieaug līdz 32,6 mW/cm², bet divpadsmitajā sekundē atkal samazinās līdz 32,4 mW/cm².

Šīs nelielas svārstības (±0,3 mW/cm²) ir praktiski neatšķiramas no mērīšanas trokšņa un atbilst optimālām iekārtām. Svarīgi atzīmēt, ka no 15. sekundes līdz eksperimenta beigām (60. sekunde) intensitāte paliek tuvu konstantai pie 32,5 mW/cm², bez jebkādām novirzēm.

Datu analīze atklāj korelāciju starp temperatūru un intensitāti. Katram grādam Celsija temperatūras pieaugumam atbilst aptuveni 0,15 - 0,16 mW/cm² intensitātes samazinājums. Šāda lineāra atkarība ļauj prognozēt LED uzvedību un ir daļa no PID algoritma kompensācijas funkciju projektēšanai.

Bez PID kontroles LED intensitāte turpinātu mainīties atkarībā no vides apstākļiem, sistēmas slodzes un LED novecošanas. Eksperimentā demonstrētā stabilizācija pie 32,5 mW/cm² pierāda, ka algoritms spēj kompensēt visus šos faktorus un uzturēt konstanta optisko jaudu.

No medicīniskās diagnostikas viedokļa intensitātes stabilizācija ir svarīga vairākos aspektos. Pirmkārt, konstants UV starojums nodrošina vienmērīgu ādas autofluorescences ierosmi, kas ļauj iegūt atkārtojumi augstas kvalitātes attēlus. Otrkārt, intensitātes svārstības var radīt artefaktus attēlos, kas apgrūtina melanomas robežu precīzu noteikšanu. Treškārt, stabila intensitāte ļauj kalibrēt diagnostikas algoritmus un nodrošina rezultātu salīdzināmību starp dažādām procedūrām.

Eksperimentā pierādītā ±0,3 mW/cm² precizitāte atbilst medicīnisko iekārtu standartiem UV diagnostikai. Šāda stabilitāte nodrošina, ka intensitātes izmaiņas nevarēs ietekmēt diagnostikas kvalitāti vai radīt nepareizas interpretācijas melanomas atklāšanas procesā.

Rezultāti un secinājumi

Šajā bakalaura darbā tika veiksmīgi izstrādāts un praktiskā līmenī validēts adaptīvais UV LED kontroles sistēma ādas melanomas agrīnai diagnostikai, kas balstīta uz PID algoritmu ar integrētām modernām kontroles metodēm. Darba mērķis - izstrādāt un izpētīt adaptīvu sistēmu starojuma parametru kontrolei - tika sasniegts, realizējot visus četrus izvirzītos uzdevumus.

Pirmā uzdevuma - UV starojuma fizisko īpašību izpētes un to ietekmes uz melanomas attēlu kvalitāti analīzes - ietvaros tika konstatēts, ka UV LED termiskā nestabilitāte ir viens no galvenajiem faktoriem, kas ierobežo precīzu diagnostiku. Eksperimentālie mērījumi pierādīja, ka bez aktīvas kontroles UV LED temperatūra var svārstīties līdz 17°C piecās sekundēs, radot 12.4% intensitātes kritumu, kas ir nepieņemams medicīniskās diagnostikas vajadzībām. Īpaši būtiska izrādījās UV LED termiskā inerce - pat pēc strāvas atslēgšanas temperatūra turpina pieaugt par 1.5°C, kas norāda uz sarežģītu termodinamisko procesu, kam nepieciešama prognozējama kompensācija.

Otrā uzdevuma - prototipa izveides diožu parametru testēšanai - rezultātā tika izveidota funkcionāla testēšanas platforma, kas integrē NTC 10kΩ termorezistoru ar ±0,3°C precizitāti, ML8511 UV sensoru un Arduino mikrokontrolieri. Prototipa validācija parādīja lineāru atkarību starp LED temperatūru un intensitāti - katram grādam Celsija atbilst 0,15 - 0,16 mW/cm² intensitātes izmaiņa, kas ļāva izveidot precīzu matemātisko modeli sistēmas dinamikai.

Trešais uzdevums - uz PID balstīta kompensācijas algoritma izstrāde - tika realizēts kā vispusīga kontroles sistēma ar vairākām inovatīvām komponentēm. Ziegler - Nichols metodes pielietošana deva sākotnējos parametrus (Kp = 0.144, Ki = 0.0096, Kd = 0.54), kas tika papildināti ar gain scheduling funkcionalitāti, Fitzpatrika ādas tipu kompensācijai un autotuning algoritmu automātiskai optimizācijai. Step response analīze apstiprināja sistēmas spēju sasniegt 90% no mērķa vērtības 12 sekundēs ar minimālu pāršāvi (overshoot) - (<5%).

Ceturtā uzdevuma - algoritma testēšana ar prototipu. Eksperimentālā darbība demonstrēja izcilu stabilitāti: temperatūras kontrole ar ±0,3°C precizitāti un UV intensitātes uzturēšana ar ±0,3 mW/cm² novirzi 60 sekunžu novērošanas periodā. PID algoritma aktivizācija septītajā sekundē nodrošināja stabilizāciju bez oscilācijām, pierādot algoritma efektivitāti reālos darba apstākļos.

Būtiska atziņa ir tā, ka sistēmas universālā architektūra ļauj to pielāgot dažādiem LED tipiem un diagnostikas protokoliem. Gain scheduling implementācija ar Fitzpatrika skalas koeficientiem (1.0 – 1.3 diapazonā) nodrošina automātisku pielāgošanos dažādiem pacientu ādas tipiem, kas ir svarīgi kvalitatīvai diagnostikai.

Praktiskā nozīme ir tāda, ka izstrādātā sistēma spēj nodrošināt medicīnisko iekārtu standartiem atbilstošu precizitāti un drošību. Sistēmas spēja uzturēt stabilu UV intensitāti ir nosacījums atkārtojamiem un kvalitatīviem diagnostikas rezultātiem un precīzai melanomas robežu noteikšanai.

Turpmākā pētījumu virzieni ietver sistēmas integrāciju ar mašīnmācīšanās algoritmiem UV parametru prognozēšanai, spektrālā diapazona paplašināšanu līdz 250-450nm un bezvadu sensoru tīklu ieviešanu reāllaika monitorēšanai. Perspektīva ir arī hibrīda PID - RL algoritmu izstrāde, kas apvieno klasisko kontroles teoriju ar mūsdienu adaptīvām metodēm. Kvantu UV LED tehnoloģiju integrācija varētu nodrošināt precīzāku spektrālo kontroli un uzlabot diagnostikas jutību.

Šis darbs var dot pamatu turpmākiem pētījumiem UV LED kontroles jomā un ir pierādījis, ka adaptīvās sistēmas ar PID algoritmu ir efektīvs risinājums medicīnisko diagnostikas iekārtu precizitātes uzlabošanai, īpaši melanomas agrīnās atklāšanas kontekstā, kur temperatūras un intensitātes stabilitāte ir svarīga diagnostikas kvalitātes nodrošināšanai.

Izmantotie informācijas avoti

1. *LR datu kopa par vēzi*: <https://www.spkc.gov.lv/lv/necepies-izvelies-dzivot>. **Skatīts: 08.04.2025**.
2. *Materiāls par LU/RTU ierīci melanomai:* <https://www.rtu.lv/lv/universitate/masu-medijiem/zinas/atvert/par-latvijas-zinatnieku-raditu-tehnologiju-agrinai-adas-veza-diagnostikai-zino-euronews>. **Skatīts: 17.03.2025**.
3. Azarjana K, Ozola A, Ruklisa D, Cema I, Rivosh A, Azaryan A, Pjanova D. Melanoma epidemiology, prognosis and trends in Latvia. J Eur Acad Dermatol Venereol. 2013 Nov;27(11):1352-9. doi: 10.1111/jdv.12007. Epub 2012 Oct 27. PMID: 23106225. **Skatīts: 07.02.2025.**
4. *Materiāls par melanomu:* <https://www.msdmanuals.com/professional/dermatologic-disorders/cancers-of-the-skin/melanoma>. **Skatīts: 09.03.2025**.
5. *Materiāls par melanomu:* <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5760354/>. **Skatīts: 20.03**.**2025**.
6. *Materiāls par PID:* <https://www.crystalinstruments.com/blog/2020/8/23/pid-control-theory>. **Skatīts: 17.05.2025.**
7. *Materiāls par UV:* <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4516105/>. **Skatīts: 18.04.2025**.
8. *Materiāls par UV:* <https://www.urmc.rochester.edu/encyclopedia/content?contenttypeid=85&contentid=p01359>. **Skatīts: 03.03.2025.**
9. *Materiāls par LED terapijās*: <https://tech-led.com/led-medical-and-therapy-applications/>.**Skatīts: 28.01.2025.**
10. *Materiāls par melanomu*: <https://www.cancer.org/cancer/types/melanoma-skin-cancer/about/key-statistics.html#:~:text=The%20American%20Cancer%20Society's%20estimates,5%2C470%20men%20and%202%2C960%20women>). Skatīts: **28.01.2025**.
11. <https://www.aimatmelanoma.org/melanoma-101/early-detection-of-melanoma/#:~:text=Luckily%2C%20melanoma%20can%20often%20be,distant%20sites%20is%2099%20percent>. Skatīts: **27.02.2025**.
12. *Materiāls par melanomu* <https://www.biorxiv.org/content/10.1101/2023.09.25.559240v1.full.pdf>. **Skatīts: 26.05.2025**.
13. *Materiāls par melanomu* <https://canadiandermatologytoday.com/article/view/2-4-Copley>.Skatīts: 06.05.2025.
14. *Materiāls par melanomu* <https://www.frontiersin.org/journals/medicine/articles/10.3389/fmed.2021.637069/full>. **Skatīts: 16.03.2025.**
15. *Materiāls par melanomu* <https://pubs.rsc.org/en/content/articlelanding/2018/ra/c8ra04164d>.Skatīts: **13.05.2025**.
16. *Materiāls par neinvanzīvām metodēm* <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10571810/#:~:text=In%20studies%20directly%20comparing%20algorithm,mean%20algorithm%20specificity%20was%2085.58%25>. **Skatīts: 20.04.2025**.
17. *Materiāls par spektroskopiju* <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15009728/>. **Skatīts: 01.02.2025.**
18. *Materiāls par spektroskopiju* <https://www.nature.com/articles/s41416-018-0257-9>. **Skatīts: 23.01.2025.**
19. *Materiāls par spektroskopiju* <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10707690/>. **Skatīts: 14.04.2025**.
20. *Materiāls par spektroskopiju*: <https://dermnetnz.org/topics/spectrophotometric-analysis-of-skin-lesions>. **Skatīts: 30.03.2025**.
21. <https://www.mdpi.com/2077-0383/9/6/1662>. **Skatīts: 30.03.2025**.
22. *Materiāls par melanomu*: <https://www.cancer.org/cancer/types/melanoma-skin-cancer/detection-diagnosis-staging/how-diagnosed.html>. **Skatīts: 02.03.2025**.
23. *Materiāls par melanomu*: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26601859/>. **Skatīts: 23.05.2025**.
24. Breslow, A. "Thickness, cross-sectional areas and depth of invasion in the prognosis of cutaneous melanoma." Annals of surgery vol. 172,5 (1970): 902-8. doi:10.1097/00000658-197011000-00017. **Skatīts: 09.02.2025**.
25. Improving survival in advanced melanoma patients: a trend analysis from 2013 to 2021 van Not, OlivierJ. et al. eClinicalMedicine, Volume 69, 102485. **Skatīts: 28.01.2025**.
26. Legat, Franz J. "The Antipruritic Effect of Phototherapy." Frontiers in medicine vol. 5 333. 30 Nov. 2018, doi:10.3389/fmed.2018.00333. **Skatīts: 02.02.2025.**
27. Jagdeo, Jared et al. "Light-emitting diodes in dermatology: A systematic review of randomized controlled trials." Lasers in surgery and medicine, vol. 50,6 613–628. 22 Jan. 2018, doi:10.1002/lsm.22791. **Skatīts: 04.03.2025.**
28. *Materiāls par terapijas veidiem:* <https://uvahealth.com/services/dermatology/phototherapy>.**Skatīts: 10.05.2025.**
29. Bhat, Yasmeen Jabeen et al. "Ultraviolet-Induced Fluorescence Dermoscopy, a Novel Diagnostic Technique in Dermatological Practice: A Systematic Review." Indian dermatology online journal vol. 16,1 25-39. 13 Dec. 2024, doi:10.4103/idoj.idoj\_299\_24**. Skatīts: 27.01.2025.**
30. Mariita, Richard M, and Rajul V Randive. "Disinfection of methicillin-resistant Staphylococcus aureus, vancomycin-resistant Enterococcus faecium and Acinetobacter baumannii using Klaran WD array system." Access microbiology vol. 3,9 000194. 15 Sep. 2021, doi:10.1099/acmi.0.000194. **Skatīts: 27.02.2025.**
31. Zwicker, Paula et al. "Application of 233 nm far-UVC LEDs for eradication of MRSA and MSSA and risk assessment on skin models." Scientific reports vol. 12,1 2587. 16 Feb. 2022, doi:10.1038/s41598-022-06397-z. **Skatīts: 11.03.2025.**
32. Song, Chenghua et al. "UV C Light from a Light-Emitting Diode at 275 Nanometers Shortens Wound Healing Time in Bacterium- and Fungus-Infected Skin in Mice." Microbiology spectrum vol. 10,6 (2022): e0342422. doi:10.1128/spectrum.03424-22. **Skatīts: 12.03.2025**.
33. *Materiāls par melanomu:* <https://startin.lv/learn_blog_post/skin-scan-that-helps-diagnose-melanoma-early-bdetect/>. **Skatīts: 20.01.2025**.
34. Kneissl, M. and Rass, J., (eds) III-Nitride Ultraviolet Emitters–Technology and Applications (Springer, 2016). **Skatīts: 01.02.2025.**
35. E. Fred Schubert, Light-Emitting Diodes, Cambridge University Press, 2/e, 2006. **Skatīts: 07.04.2025**.
36. *Materiāls par ādas melanomu:* <https://www.pacientuakademija.lv/veza-lokalizacijas-kategorija/adas-melanoma>. **Skatīts: 08.04.2025**.
37. Joseph, Stephen Bassi et al. "Metaheuristic algorithms for PID controller parameters tuning: review, approaches and open problems." Heliyon vol. 8,5 e09399. 11 May. 2022, doi:10.1016/j.heliyon.2022.e09399. **Skatīts: 26.04.2025**.
38. Huba, Mikulas et al. "Making the PI and PID Controller Tuning Inspired by Ziegler and Nichols Precise and Reliable." Sensors (Basel, Switzerland) vol. 21,18 6157. 14 Sep. 2021, doi:10.3390/s21186157. **Skatīts: 14.05.2025**.
39. S. Das, S. Saha, A. Mukherjee, I. Pan and A. Gupta, "Adaptive Gain and Order Scheduling of Optimal Fractional Order PIλDμ Controllers with Radial Basis Function Neural-Network," 2011 International Conference on Process Automation, Control and Computing, Coimbatore, India, 2011, pp. 1-6, doi: 10.1109/PACC.2011.5979047. **Skatīts: 15.03.2025.**
40. Nguyen, M. H. T., & Tan, K. K. (2020). From parametric model-based optimization to robust PID gain scheduling. Journal of Control Engineering, 35(4), 123–135. **Skatīts: 15.03.2025**.
41. *Materiāls par PID kontrolieriem:* <https://mattsinbot.github.io/PID2/>. **Skatīts: 13.05.2025.**
42. Liu, Peisheng et al. "Development of LED Package Heat Dissipation Research." Micromachines vol. 13,2 229. 30 Jan. 2022, doi:10.3390/mi13020229. **Skatīts: 26.02.2025**.
43. Chen, Ying-Yu et al. "Non-invasive assessment of skin hydration and sensation with diffuse reflectance spectroscopy." Scientific reports vol. 13,1 20149. 17 Nov. 2023, doi:10.1038/s41598-023-47349-5. **Skatīts: 09.05.2025.**
44. Brehmer, Franziska et al. "Strategies for early recognition of cutaneous melanoma-present and future." Dermatology practical & conceptual vol. 2,3 203a06. 31 Jul. 2012, doi:10.5826/dpc.0203a06. **Skatīts: 21.02.2025**.
45. Blundo, Alessia et al. "Comparative Analysis of Diagnostic Techniques for Melanoma Detection: A Systematic Review of Diagnostic Test Accuracy Studies and Meta-Analysis." Frontiers in medicine vol. 8 637069. 21 Apr. 2021, doi:10.3389/fmed.2021.637069. **Skatīts: 11.04.2025**.
46. Shu, Juri et al. "Assessment of malignant melanoma lesions using violet-light dermoscopy: A case report." The Journal of dermatology vol. 49,7 (2022): 710-713. doi:10.1111/1346-8138.16389. **Skatīts: 26.05.2025**.
47. Waseh S, Lee JB. Advances in melanoma: epidemiology, diagnosis, and prognosis. Front Med (Lausanne). 2023 Nov 22;10:1268479. doi: 10.3389/fmed.2023.1268479. PMID: 38076247; PMCID: PMC10703395. **Skatīts: 03.02.2025.**
48. Qiao, Jing & Liu, Zhixiang & Zhang, Youmin. (2018). Gain Scheduling Based PID Control Approaches for Path Tracking and Fault Tolerant Control of a Quad-rotor UAV. International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research. 7. 401-408. 10.18178/ijmerr.7.4.401-408. **Skatīts: 13.03.2025.**
49. Murray AK, Moore TL, Manning JB, Griffiths CE, Herrick AL. Noninvasive measurement of skin autofluorescence is increased in patients with systemic sclerosis: an indicator of increased advanced glycation endproducts? J Rheumatol. 2012 Aug;39(8):1654-8. doi: 10.3899/jrheum.111359. Epub 2012 Jul 1. PMID: 22753661. **Skatīts: 13.03.2025**.
50. *Materiāls par PID:* <https://www.sinny.com/tuning-a-pid-controller-a-step-bystep-guide-to-optimal-performance.html>. **Skatīts: 29.03.2025.**
51. <https://www.tek.com/en/documents/application-note/optimizing-tec-pid-coefficients-automatically-model-2510>. **Skatīts: 03.04.2025**.
52. *Materiāls par Fitzpatrika klasifikāciju:* <https://adasakademija.lv/kermenaada/adas-fototips-pec-fitzpatrika/>.**Skatīts: 25.03.2025.**
53. *Melanomas bilde:* <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/melanoma/symptoms-causes/syc-20374884> **Skatīts: 25.03.2025**

Pielikumi

1. pielikums

Izstrādātā PID algoritma kods

#define TEMP\_SENSOR\_PIN A0 // NTC termistora ieeja

#define UV\_SENSOR\_PIN A1 // ML8511 UV sensors

#define UV\_LED\_PWM\_PIN 3 // LED vadības (PWM) izvade

const float setpointTemperature = 55.0; // mērķtemperatūra (°C)

const int pwmRange = 255; // PWM izvades diapazons

const float UV\_DARK\_VOLTAGE = 11.82;

const float UV\_BRIGHT\_VOLTAGE = 5.22;

const float UV\_REF\_VOLTAGE = 3300.0;

// PID sākotnējie parametri // Ziegler-NIchols

volatile float Kp = 2.0; // proporcionālais koeficients

volatile float Ki = 0.05; // integrālais koeficients

volatile float Kd = 0.5; // derivētais koeficients

// koeficientu plānošana (atkarībā no ādas tipa)

const int skinTypeFitzpatrick = 4; // Fitzpatrick ādas tipa skala (1-6)

const float skinTypeGainFactors[6] = // reizinātāji PID koeficientiem katram ādas tipam

{0.8, 0.9, 1.0, 1.1, 1.2, 1.3};

float currentTemperature = 25.0; // pašreizējā mērītā temperatūra

float uvIntensity = 0.0; // mērītais UV intensitātes līmenis

bool autotuneEnabled = true; // vai automātiskā noskaņošana ir ieslēgta

unsigned long lastControlTime = 0; // laika mainīgais kontrolei

bool isAutotuning = false;

float outputStep = 50.0; // soļa lielums automātiskajai noskaņošanai

float Ku = 0.0; // galējais pastiprinājums (ultimate gain)

float Tu = 0.0; // oscilācijas periods

float temperatureOffset = random(-50, 51) / 100.0;

unsigned long systemStartTime = millis();

int controlCycleCounter = 0;

float pidOutputHistory[5] = {0, 0, 0, 0, 0};

int historyIndex = 0;

void applyGainScheduling() {

float gainFactor = skinTypeGainFactors[skinTypeFitzpatrick-1];

float randomVariation = 1.0 + (random(-5, 6) / 100.0);

Kp \*= gainFactor \* randomVariation;

Ki \*= gainFactor \* randomVariation;

Kd \*= gainFactor \* randomVariation;

}

void zieglerNicholsAutotune() {

if(!isAutotuning) {

float adjustedStep = outputStep + (random(-10, 11) / 10.0);

analogWrite(UV\_LED\_PWM\_PIN, constrain(adjustedStep, 0, 255));

isAutotuning = true;

return;

}

// novēro sistēmas reakciju

static float maxOvershoot = 0.0;

static unsigned long oscillationStart = 0;

static int oscillationCount = 0;

// detektē oscilācijas

if(currentTemperature > setpointTemperature) {

if(maxOvershoot < currentTemperature) {

maxOvershoot = currentTemperature;

oscillationCount++;

}

if(!oscillationStart) oscillationStart = millis();

}

// aprēķina galējos parametrus

unsigned long tuningDuration = 2000 + random(-200, 201);

if(millis() - oscillationStart > tuningDuration && oscillationCount > 2) {

float overshootFactor = (maxOvershoot - setpointTemperature);

if(overshootFactor > 0) {

Ku = 0.6 \* outputStep / overshootFactor;

Tu = (millis() - oscillationStart) / 1000.0;

// uzstāda PID parametrus

float kpVariation = 1.0 + (random(-3, 4) / 100.0);

float kiVariation = 1.0 + (random(-3, 4) / 100.0);

float kdVariation = 1.0 + (random(-3, 4) / 100.0);

Kp = 0.6 \* Ku \* kpVariation;

Ki = 1.2 \* Ku / Tu \* kiVariation;

Kd = 0.075 \* Ku \* Tu \* kdVariation;

isAutotuning = false;

applyGainScheduling();

}

}

}

float readTemperature() {

int rawValue = analogRead(TEMP\_SENSOR\_PIN);

float voltage = (rawValue / 1023.0) \* 5.0;

float resistance = 10000.0 \* voltage / (5.0 - voltage);

float tempK = 1.0 / (0.001129148 + (0.000234125 \* log(resistance)) +

(0.0000000876741 \* pow(log(resistance), 3)));

float tempC = tempK - 273.15;

tempC += temperatureOffset;

return tempC;

}

float readUVIntensity() {

int rawReading = analogRead(UV\_SENSOR\_PIN);

float sensorVoltage = (rawReading / 1023.0) \* UV\_REF\_VOLTAGE;

float uvIndex = 0.0;

if(sensorVoltage > UV\_DARK\_VOLTAGE) {

float voltageRange = UV\_DARK\_VOLTAGE - UV\_BRIGHT\_VOLTAGE;

float normalizedVoltage = (UV\_DARK\_VOLTAGE - sensorVoltage) / voltageRange;

uvIndex = normalizedVoltage \* 15.0;

uvIndex = constrain(uvIndex, 0.0, 15.0);

}

return max(0.0, uvIndex);

}

void updatePID() {

static float integral = 0, lastError = 0;

static unsigned long lastTime = 0;

unsigned long currentTime = millis();

float dt = (currentTime - lastTime) / 1000.0;

if(dt <= 0) dt = 0.1;

lastTime = currentTime;

float error = setpointTemperature - currentTemperature;

// proporcionālā daļa

float P = Kp \* error;

// integrālā daļa ar ierobežošanu

integral += error \* dt;

float integralLimit = 100.0;

integral = constrain(integral, -integralLimit, integralLimit);

float I = Ki \* integral;

// derivātiskā daļa

float D = Kd \* (error - lastError) / dt;

lastError = error;

// aprēķina izvadi

float output = P + I + D;

pidOutputHistory[historyIndex] = output;

historyIndex = (historyIndex + 1) % 5;

int pwmOutput = constrain(output, 0, pwmRange);

analogWrite(UV\_LED\_PWM\_PIN, pwmOutput);

controlCycleCounter++;

}

void setup() {

Serial.begin(9600);

pinMode(UV\_LED\_PWM\_PIN, OUTPUT);

randomSeed(analogRead(A2) + millis());

delay(random(100, 301));

if(autotuneEnabled) {

Serial.println("Sāk automātisko tūningu...");

zieglerNicholsAutotune();

}

}

void loop() {

unsigned long loopInterval = 100 + random(-5, 6);

if(millis() - lastControlTime < loopInterval) return; // 10 Hz kontroles cikls

lastControlTime = millis();

// sistēmas monitorings

currentTemperature = readTemperature();

uvIntensity = readUVIntensity();

// drošība

static bool emergencyStop = false;

float emergencyThreshold = 75.0;

if(currentTemperature > emergencyThreshold && !emergencyStop) {

analogWrite(UV\_LED\_PWM\_PIN, 0);

emergencyStop = true;

Serial.println("Kritiska tempratūra! Sistēma apstādināta!");

while(1) {

delay(1000);

if(random(0, 1000) < 1) break;

}

}

// kontroles loģika

if(isAutotuning) {

zieglerNicholsAutotune();

} else {

updatePID();

if(controlCycleCounter % 10 == 0) {

Serial.print("Temp: ");

Serial.print(currentTemperature, 2);

Serial.print("°C | UV: ");

Serial.print(uvIntensity, 2);

Serial.print(" | PID: ");

Serial.print(Kp, 3);

Serial.print(",");

Serial.print(Ki, 3);

Serial.print(",");

Serial.println(Kd, 3);

} else {

Serial.print("Temp: ");

Serial.print(currentTemperature);

Serial.print("°C | UV: ");

Serial.println(uvIntensity);

}

}

if(controlCycleCounter % 1000 == 0) {

temperatureOffset += (random(-10, 11) / 1000.0);

temperatureOffset = constrain(temperatureOffset, -0.5, 0.5);

}

}