



UNIVERSITATEA „POLITEHNICA” din BUCUREȘTI
ȘCOALA DOCTORALĂ DE INGINERIE MECANICĂ ȘI MECATRONICĂ

Nr. Decizie 942 din 21.10.2022

TEZĂ DE DOCTORAT

***Studiul și perfecționarea unui sistem optomecatronic de
măsurare și testare oculară
Research and Development of an Optomechatronic System
for Eye Measurement and Testing***

Autor: George BABOIANU

Conducător de doctorat: Prof.dr.ing. Constantin NIȚU

COMISIA DE DOCTORAT

Președinte	Prof.dr.ing. Radu CHIRIAC	de la	Universitatea POLITEHNICA din București
Conducător de doctorat	Prof.dr.ing. Constantin NIȚU	de la	Universitatea POLITEHNICA din București
Referent	Prof.dr.ing. Silviu Dan MÂNDRU	de la	Universitatea Tehnică din Cluj-Napoca
Referent	Prof.dr.ing. Mihaela Ioana BARITZ	de la	Universitatea TRANSILVANIA din Brașov
Referent	Prof.dr.ing. Constantin Daniel COMEAGĂ	de la	Universitatea POLITEHNICA din București

BUCUREȘTI

2023

CUPRINS

MULȚUMIRI	5
1.INTRODUCERE. OBIECTIVELE TEZEI.	6
1.1.Studii statistice privind incidența defectelor de vedere la diverse categorii de populație	7
1.2.Deficiențele de vedere – ametropii existente și dezvoltarea lor în rândul populației, datorate în mare parte digitalizării	10
1.3.Importanța măsurării parametrilor optometrici individuali, cu impact în optometrie și justificarea nevoii cunoașterii fizionomiei pacientului	13
1.4.Complexitatea actului optometric, evoluția lentilei și a metodei de testare	16
1.5.Obiectivele tezei	20
1.6.Scurtă descriere a conținutului capitolelor tezei	20
2.CERINȚE PRELIMINARE PENTRU MĂSURAREA PARAMETRILOR PACIENTULUI	24
2.1.Distanța pupilară	24
2.2.Distanța Vertex	25
2.3.Convergența.....	25
2.4.Parametrii ramei de ochelari.....	26
2.4.1.Unghiul Pantoscopic.....	27
2.4.2.Unghiul de curbura al ramei.....	27
2.5.Problema vizuală a pacientului.....	27
2.5.1.Ochiul emetrop (ochiul normal).....	29
2.5.2.Ochiul ametrop.....	29
2.5.3.Compensarea ametropiilor sferice	32
2.6.Problema adaptării pacientului cu lentila progresivă.....	36
2.7.Cerințe optice specifice ale unei lentile progresive	40
3.METODE ȘI DISPOZITIVE DE MĂSURARE ȘI EVALUARE A PARAMETRILOR PACIENTULUI	53
3.1.Sisteme de achiziție și de prelucrare a semnalelor.....	63
3.2.Soluția existentă, subiect al perfecționării propuse	67
3.3.Analiza imaginilor și software-ul de prelucrare	70
4.SISTEMUL MECATRONIC DE POZIȚIONARE A TABLETEI ÎN RAPORT CU PACIENTUL.....	81
4.1.Cinematica sistemului - grade de libertate, domeniu de lucru.....	81
4.2.Structura sistemului	82
4.3.Verificarea ghidajelor cilindrice orizontale	85
4.4.Transmisia șurub-piuliță	90
4.5.Poziționarea unghiulară a tabletei.....	92
4.6.Poziționarea tabletei pe direcție orizontală.....	95

Studiul și perfecționarea unui sistem optomecatronic de măsurare și testare oculară

4.7. Calculul coordonatelor de poziționare a tabletei.....	98
4.8. Verificarea structurii dispozitivului privind precizia de realizare.....	101
4.9. Comanda dispozitivului	102
5. CALIBRAREA TABLETEI ȘI MODELUL MATEMATIC DE CORELARE A SPAȚIULUI OBIECT CU PLANUL IMAGINE.....	109
5.1. Metoda actuală de măsurare și testare.....	109
5.2. Metoda propusă de măsurare și testare.....	112
5.3. Calibrarea camerei frontale a tabletei.....	114
5.4. Modelul matematic asociat.....	117
6. TESTAREA EXPERIMENTALĂ A DISPOZITIVULUI ȘI METODEI PROPUSE. COMPARAȚIE CU ALTE METODEDE ȘI MIJLOACE.....	129
6.1. Procedura de măsurare cu tableta EYE FIT, ținută în mână.....	129
6.2. Procedura de măsurare cu tableta EYE FIT, montată în dispozitiv.....	129
6.3. Comparație între rezultatele măsurătorilor realizate cu software-ul EYE FIT, cu și fără sistemul mecatronic realizat	131
6.4. Verificarea rezultatelor prin măsurători realizate cu alte dispozitive de evaluare a parametrilor individuali	146
7. CONCLUZII	152
7.1. Îndeplinirea obiectivelor.....	153
7.2. Contribuții personale și gradul de originalitate.....	154
7.3. Direcții viitoare de cercetare.....	155
8. BIBLIOGRAFIE.....	156
9. ANEXE.....	161
9.1. Program de filtrare a imaginilor captate, pentru îmbunătățirea acestora.....	161
9.2. Program de comandă a poziționării dispozitivului, încărcat pe placa Arduino (C++).....	163
9.3. Program de comunicare serială, Arduino-tabletă, prin bluetooth (C++)	169
9.4. Program de comunicare, încorporat în EYE FIT, pentru comanda dispozitivului prin bluetooth (Java).....	171

1.INTRODUCERE. OBIECTIVELE TEZEI.

Știința care se ocupă de investigarea funcționării sistemului vizual al omului este Optometria Oftalmică. Aceasta analizează rezultatele, evidențiază problemele, recomandă metodele și mijloacele de ameliorare a funcționării sistemului vizual, în vederea obținerii confortului în legătură cu nevoile subiectului, dar fără tratament medical, dacă este posibil.

Optometria Funcțională este o nouă orientare a optometriei oftalmice care consideră individul parte integrantă a mediului în care trăiește și sistematizează din acest punct de vedere analiza performanțelor și sinteza problemelor vizuale.[1]

Tehnologia în domeniul oftalmologic este în continuă dezvoltare și pe lângă operațiile cu laser efectuate asupra globului ocular, s-au dezvoltat și construcții speciale de lentile progresive personalizate, create special după măsurătorile parametrilor individuali ai pacientului. Pentru efectuarea acestor măsurători neapărat necesare pentru persoanele cu asimetrie facială majoră, sunt construite dispozitive de măsurare, unitați statice și unitați mobile care prin captarea de imagini și prelucrarea lor, duc la rezultate ale măsurătorilor foarte exacte.

Obiectivul principal al tezei este concepția și realizarea unui sistem mecatronic de testare a funcției vizuale, care va avea funcția de a plasa, în spațiul de lucru, o tabletă care măsoară și calculează parametrii individuali optometrici ai pacientului.

Cu acest dispozitiv se vor determina și măsura proiecțiile pupilare ale pacientului pentru trei distanțe specifice de lucru – citit, lucru la laptop, respectiv monitor (350 mm, 450 mm, 650 mm), cu pacientul stând pe scaun și captând imagini în poziția lui de activitate. Măsurătorile proiecțiilor pupilare vor fi determinate în funcție de poziția pacientului și de privirea acestuia prin lentilă. Acest sistem va putea fi utilizat în domeniul optometriei, în cabinetele medicale, pentru ușurarea și îmbunătățirea măsurătorilor executate pentru determinarea parametrilor ce sunt necesari prelucrării materiei prime în vederea fabricației lentilelor progresive personalizate.

1.1. Studii statistice privind incidența defectelor de vedere la diverse categorii de populație

Frecvența afecțiunilor oculare are un ritm de creștere mare în zilele noastre. Omul va experimenta cel puțin o afecțiune oculară în timpul vieții. Pe întreg globul, pe puțin 2.3 miliarde de oameni au deficiențe de vedere dintre care 1 miliard, la apropiere sau la distanță, deficiențe care pot fi prevenite dacă se depistează din timp.

1.2. Deficiențele de vedere – ametropii existente și dezvoltarea lor în rândul populației, datorate în mare parte digitalizării

Conform unui studiu OMS, prevalența miopiei în 2020 a fost de 33,0% la nivel global, ceea ce este de așteptat să crească la 52,0% până în 2050.

1.3.Importanța măsurării parametrilor optometrici individuali, particularități anatomo-fiziologice cu impact în optometrie și justificarea nevoii cunoașterii fizionomiei pacientului

Performanțele vizuale maxime atinse de un pacient sunt datorate metodelor și mijloacelor de măsurare ai parametrilor optometrici. În ultimii ani se pune tot mai mult accent pe măsurătorile exacte ale parametrilor individuali în funcție de activitatea preponderentă depusă

de pacient în intervalul unei zile de lucru. Toate aceste asimetrii care sunt frecvent întâlnite în fiziologia pacienților, trebuie luate în calcul pentru a construi o pereche de ochelari adecvată nevoilor.

1.4. Complexitatea actului optometric, evoluția lentilei și a metodei de testare

Optometrul este cel care măsoară refracția pacientului în vederea prescrierii lentilelor corespunzătoare, iar medicul este cel care se ocupă de patologie. Cerințele pacienților sunt din ce în ce mai exigente, dorința unei vederi clare la toate distanțele de lucru este foarte importantă. Pretenția purtătorilor de ochelari s-a schimbat și producătorii de lentile de ochelari susțin această schimbare prin dezvoltarea de metode și soluții vizuale care sunt adaptate pacientului modern.

1.5. Obiectivele tezei

Obiectivul principal urmărit în teză, este acela de a realiza *măsurători cât mai precise a parametrilor optometrici ai clientului*. Pentru aceasta, următorul *obiectiv* a fost *concepția și construcția unui dispozitiv optomecatronic de poziționare a unei tablete în spațiu, în vederea realizării capturilor de imagine a pacientului*. Acești parametri ajută la construcția unor lentile progresive personalizate, de înaltă performanță. *S-a urmărit* și demonstrat, în cadrul experimentelor efectuate, *o acuratețe și o repetabilitate înaltă a rezultatelor măsurării, atunci când se folosește dispozitivul optomecatronic* care poziționează tableta pentru captarea imaginilor, la distanțe fixe de lucru. Poziția “așezat” este o poziție reală de lucru la laptop și monitor, iar dispozitivul optomecatronic este un real ajutor, determinând cu precizie pozițiile pupilelor pacientului, în condiții specifice de lucru.

1.6. Scurtă descriere a conținutului capitolelor tezei

Teza se constituie din șapte capitole, bibliografie și anexe. **Primul capitol** al tezei aduce în atenție incidența în creștere a problemelor de vedere în rândul populației, care apar de la vârste tot mai fragede. În ultimii ani, datorită pandemiei, populația a fost obligată să lucreze mai mult cu dispozitivele digitale, forțând vederea datorită distanțelor mici de lucru. În **capitolul al doilea** al tezei sunt descriși parametrii optometrici ai pacientului, care sunt determinați prin prelucrarea imaginii sale cu un software, de exemplu, EyeFit, pentru a fi introduși în construcția lentilei progresive, mai exact în calculul de depunere de putere pe suprafața lentilei. Testele practice arată că cele mai multe situații problematice de vedere neclară cu lentila progresivă, sunt la zona de aproape și semidistanță. Practica a relevat faptul că poziția corectă a pacientului este esențială atunci când se captează imaginile de aproape, în vederea construcției lentilelor progresive – și anume poziția “pe scaun”, folosită în proporție foarte mare (90% din cazuri), în munca de birou. **Capitolul trei** demonstrează necesitatea dispozitivelor pentru măsurarea parametrilor optometrici ai pacientului. Dispozitivele actuale pentru măsurători sunt unități fixe sau mobile (tableta), care au în componență un software de calcul și prelucrare a imaginilor captate, care au rezultate excelente pentru vederea la distanță, dar numeroase neajunsuri pentru aproape și semidistanță, generate de manevrarea „din mână” a tabletei, specifică atât unităților mobile, cât și celor fixe. Ca atare, soluția propusă în teză este dezvoltarea unui dispozitiv optomecatronic de poziționare a tabletei la distanțe bine definite de lucru, în raport cu pacientul, pentru a îmbunătăți rezultatele

măsurătorilor. Concepția și construcția dispozitivului optomecatronic sunt descrise în **capitolul patru** al tezei. Acesta asigură poziționarea tabletei, care are trei grade de libertate, printr-o mișcare de translație pe orizontală, una de translație pe verticală și o mișcare de rotație, care înclină tableta la unghiurile specifice cititului, lucrului la laptop și monitor. Coordonatele pozițiilor de lucru sunt personalizate, în raport cu înălțimea pacientului, respectând recomandările ergonomice pentru cele trei activități, care implică vederea de aproape și la semidistanță. În **capitolul cinci**, sunt expuse procedurile de măsurare a parametrilor optometrici cu metoda actuală și acțiunile suplimentare din metoda propusă, pentru extinderea capabilităților sistemului EYE FIT, de determinare a parametrilor optometrici pentru semidistanță și aproape, cu utilizarea dispozitivului optomecatronic realizat. În absența cunoștințelor despre algoritmurile folosite în programul EYE FIT (marcă înregistrată), s-a dezvoltat un model matematic, bazat pe calibrarea camerei frontale a tabletei, echivalată cu un sistem optic infinit subțire. Acest model a dat satisfacție, fiind testat cu datele optometrice ale autorului. **Capitolul șase** prezintă experimentarea dispozitivului, prin măsurători efectuate cu și fără acesta asupra mai multor pacienți, între care și autorul, respectiv cu mai multe dispozitive diferite aflate în cabinetele de optică (Zeiss, Essilor, Hoya). Rezultatele măsurătorilor personale au variat, motiv pentru care a fost folosit și alt instrumentar pentru determinarea lor (riglă, ruletă, șubler, pupildismetru digital). Am testat dispozitivul optomecatronic pentru a determina corect distanțele de lucru și am verificat pe manechin (cap manechin pe care s-au lipit markeri la distanțe măsurate cu șublerul) corectitudinea lor.

Comparația rezultatelor a arătat eficacitatea și superioritatea dispozitivului optomecatronic prin repetabilitatea lor. S-au testat mai mulți pacienți și s-au analizat rezultatele obținute, diferențele sunt evidente. Dispozitivul optomecatronic poziționează mai corect tableta pentru a capta imaginile pacientului, tabelele unde sunt trecute valorile obținute evedentiază acest lucru. În **capitolul șapte** concluziile sunt clare, dispozitivul optomecatronic de poziționare a tabletei în spațiu, face ca imaginile captate cu aceasta să fie mai corecte, software-ul prelucrează mai precis și rezultatul este net superior măsurătorilor făcute fără dispozitiv.

2. CERINȚE PRELIMINARE PENTRU MĂSURAREA PARAMETRILOR PACIENTULUI

Parametrii individuali ai pacientului (figura 2.1) trebuie mășurați pentru o bună poziționare a centrilor optici ai lentilei, astfel încât mișcarile globilor oculari să fie perfect corelate cu aceștia – pentru o vedere clară.

Sistemul nou format de ochi și ramă trebuie ajustat astfel încât pacientul să aibă confort maxim și claritate a imaginii privite. Pentru persoanele care au asimetrii faciale ieșite din zona “standard”, trebuie făcute ajustări atât asupra ramei de ochelari, cât și asupra construcției lentilei. Toți acești parametri individuali se utilizează în construcția lentilei progresive pentru a o personaliza:

2.1.Distanța pupilară

Distanța pupilară sau distanța interpupilară, măsurată în milimetri, este distanța dintre centrele pupilelor ochilor și este folosită în prescripția ochelarilor.

2.2. Distanța Vertex

Distanța vertex este cunoscută ca distanța dintre corneea și suprafața posterioară a lentilei, fiind parametrul necesar pentru determinarea mișcării ochilor în spatele lentilei și optimizarea zonelor cu putere adecvată pentru o imagine clară.

2.3. Convergența

Convergența, un parametru foarte important al fiecărei persoane, este descrisă de mișcarea globului ocular în jurul centrului său de rotație. Această mișcare a globului ocular se produce atunci când privirea coboară de la infinit către aproape. Când citim sau lucrăm la o distanță mică, convergența este maximă, pupilele se apropie de nas.

2.4. Parametrii ramei de ochelari

Rama este foarte importantă și face parte din sistemul visual al pacientului. Rama va trebui aleasă în funcție de fizionomie, de materialul din care este construită și în funcție de lentila care se va fixa în montură. În construcția lentilelor progresive personalizate se țin seama de acești parametri constructivi cât și de următorii parametri de poziționare finală a monturii:

2.4.1. Unghiul Pantoscopic

Unghiul pantoscopic este unghiul determinat de planul lentilei cu perpendiculara pe axa optică a privirii la infinit. Acest unghi are în mod standard mărimea de 8 grade.

2.4.2. Unghiul de curbura al ramei

Acest unghi este descris de raza de curbură a celor două anouri ale ramei. La ramele de ochelari folosite preponderant, acest unghi are o valoare mică, între 0 – 15 grade.

2.5. Problema vizuală a pacientului

Este caracteristic recepției vizuale ca ochiul să aibă senzație vizuală numai pentru un interval spectral limitat și anume, aproximativ, pentru radiații cu lungime de undă din domeniul 400 nm – 700 nm. Este numită energie vizibilă, sau lumină (în sensul obișnuit al cuvântului), numai acea parte a energiei radiante, recepționată de ochi.

2.5.1. Ochiul emetrop (ochiul normal)

2.5.2. Ochiul ametrop

A). Miopia; B). Hipermetropia; C). Astigmatismul; D). Presbitismul

2.5.3. Compensarea ametropiilor sferice

Pentru ca ochiul ametrop, miop sau hipermetrop, să vadă clar un punct obiect de la infinit, fără acomodare, trebuie să utilizeze o lentilă compensatoare aeriană sau de contact.

A). Compensarea miopiei; B). Compensarea hipermetropiei; C). Compensarea astigmatismului

2.6. Problema adaptării pacientului cu lentila progresivă

Lentila progresivă este cea mai performantă lentilă, oferă posibilitatea unei vederi clare la toate distanțele și se poate construi cu parametrii individuali ai pacientului, determinați din imagini capturate și prelucrate cu un software ca Eye Fit. Înălțimea canalului de progresie se construiește în funcție de mișcarea globului ocular, variind de la axa vederii la distanță înspre axa vederii la aproape. Acest canal se construiește cu pas de 1 mm, începând de la 12 mm

până la 19 mm. Pentru a vedea clar la distanță (8000 – 10000 mm), trebuie să se privească prin partea de sus a lentilei, unde este construită puterea necesară, prin zona de mijloc a lentilei se pot vedea clar obiecte aflate la semidistanță și prin zona de jos a lentilei se disting clar obiecte aflate aproape (300 – 400 mm)[30],[31].

A). Vederea periferică - Percepția mișcării

B). Vederea binoculară - Motorul fuziunii - Fuziunea senzorială

C). Vederea foveală - Acomodare, postură și mișcare a ochilor - Mișcarea ochiului și a capului - Acuitate vizuală

2.7. Cerințe optice specifice ale unei lentile progresive

Caracteristicile optice ale unei lentile progresive sunt definite de fiziologia și de comportamentul postural al utilizatorului, cum au fost stabilite prin experimente clinice. Ele pot fi împărțite în două categorii:

- caracteristici care trebuie să respecte valorile strict determinate;
- caracteristici care ar trebui să fie menținute sub limitele date;

A). Cerințele puterii progresive

B). Cerințele percepției vizuale - Lentilele progresive personalizate

Datorită abaterilor mici acceptate la montajul lentilelor progresive în comparație cu restul lentilelor, o măsurătoare precisă este indispensabilă montajului acestui tip de ochelari [45].

Ochelarii progresivi pentru zona de aproape și semidistanță se folosesc în peste 90% din cazuri în poziția „pe scaun“:

- Contabilitate - lucrează la birou – poziția „pe scaun”
- Administrație – Circa financiară, Primarie, Taxe și Impozite, etc - poziția „pe scaun”
- Învățământ - lucrează la catedră – poziția „pe scaun”
- IT – lucrează la calculator – poziția „pe scaun”
- Bibliotecă / Registratură – lecturare/scriere – poziția „pe scaun”

Zona de aproape a ochelarilor progresivi se folosește cu preponderență stând pe scaun la următoarele distanțe :

- Pentru citit și scris ~350 mm
- Pentru folosire laptop ~500 mm
- Pentru folosire calculator ~650 mm

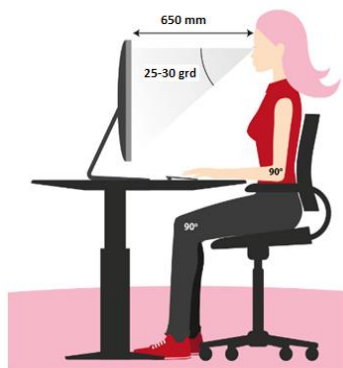


Fig.2.28. Postura și distanța corectă pentru lucrul la birou [46]

Efortul de a vizualiza monitorul, atunci când este așezat greșit în raport cu poziția operatorului are drept consecință un disconfort postural, posibil însoțit de dureri.

Studiul și perfecționarea unui sistem optomecatronic de măsurare și testare oculară

Corectitudinea poziției de lucru este determinate de doi factori: unghiul de vizualizare și distanța de vizualizare. Distanța de vizualizare se referă la spațiul dintre ochii operatorului și ecran, conform fiurii 2.28 [48]. Orientările și recomandările existente, atât cu privire la unghiul de vizualizare, cât și, în special, la distanța de vizualizare diferă, uneori, semnificativ, în funcție de dispozitivul la care se lucrează (laptop - distanța mai mica ~ 450 mm sau monitor - distanța mai mare ~ 650 mm). Cercetătorii sunt de acord că, în repaus, ochii își asumă în mod natural o linie vizuală directă și în jos, care închide, conform determinărilor experimentale un unghi care variază de la circa 15° până la aproape 30°. Acomodarea și convergența sunt cele două funcții principale, care guvernează vizualizarea obiectelor la distanțe mai apropiate. Ochii au o distanță implicită de acomodare, numită Punctul de Repaus de Acomodare (RPA) și un punct de Repaus de Vergență (RPV) implicit. În termeni practici, la distanțe mai mari decât RPA și RPV, nu este nevoie nici de acomodare, nici de convergență. În aceste condiții, persoanele cu vedere perfectă (20/20) sau cei cu o vedere corectată în mod corespunzător nu sunt susceptibile să sufere de oboseală a ochilor (presupunând că își iau „pauzele de odihnă” adecvate pentru a se concentra pe ecran) [49],[50]

Valorile numerice ale RPA, circa 76 cm (~ 30 inches) și RPV circa 81 cm (~ 32 inches) sunt apropiate, ceea ce face destul de simplă stabilirea distanței corecte de vizualizare. Intervalul de vizualizare de la 40 cm la 70 cm (aproximativ 15 - 27 inches) oferă confort vizual pentru majoritatea utilizatorilor de calculator, atât laptop cât și monitor.

3. METODE ȘI DISPOZITIVE DE MĂSURARE ȘI EVALUARE A PARAMETRILOR PACIENTULUI

În decursul timpului s-a vrut ca măsurătorile parametrilor antropometrici ai pacientului să fie cât mai exacte. Aceasta înseamnă o construcție a ochelarilor foarte precisă și bineînțeleș un confort maxim pentru purtător.

Cele mai noi și precise metode de măsurare a parametrilor individuali sunt cele ce utilizează metoda prelucrării de imagini pentru determinarea acestora.

Sistemele fixe, precum e-COLUMN din figura 3.14 și i.Terminal 2 din figura 3.15, oferă o precizie mult mai bună de măsurare deoarece elimină erorile datorate poziționării necorespunzătoare a pacientului față de camera ce va face poza feței acestuia.

Prin utilizarea acestor sisteme se pot măsura toți parametrii necesari construcției de ochelari cu lentile progressive, cu o precizie de zecime de milimetru și o durată de calcul de doar 20 secunde. În medie, această metodă este cu până la 60% mai rapidă decât procedurile de măsurare manuale și cu 84% mai precise [57].



Fig.3.14. Dispozitiv de măsurare fix e-COLUMN ce folosește prelucrarea de imagini [57]

Sistemul fix oferit de firma Zeiss prezintă următoarele avantaje [58]:

Studiul și perfecționarea unui sistem optomecatronic de măsurare și testare oculară

- permite măsurarea parametrilor pacienților cu ametropii foarte mari;
- poate fi utilizat cu orice tip de ramă;
- focalizare bună automată, care scade erorile datorate poziționării necorespunzătoare a pacientului față de sistem;
- reglare a înălțimii sistemului pentru a putea fi poziționat în funcție de înălțimea pacientului.



Fig.3.15. Sistem de măsurare fix i.Terminal 2 [58]

Sistemele fixe de măsurare folosesc, pentru a capta imaginea pacientului la aproape, o tabletă conectată cu cablu USB la unitatea fixă. Pe aceasta apare un text de test, pentru a fixa privirea și a produce convergența ochilor pacientului.

Un alt sistem de măsurare este și cel dezvoltat de Hoya sub denumirea de VisuReal (figura 3.17), acesta fiind aflat pe un dispozitiv mobil (tablet). Tableta este mai ușor de manevrat de către optician în cabinet și realizează măsurători precise și viteză de calcul.



Fig.3.17. Sistem mobil VisuReal [59]

Astfel, datorită creșterii puterii de calcul a procesoarelor încorporate în tablete, aceste măsurători pot fi făcute, la fel de precis, cu o tabletă pe care este instalat un software dedicat. Prima măsurătoare se realizează de la 65 cm față de pacient, cu tableta așezată paralel cu acesta, după care se mai achiziționează câteva imagini, pentru a determina toți parametrii individuali.

3.1. Sisteme de achiziție și de prelucrare a semnalelor

Gruparea de semnale de la diverse surse de măsurare și digitizarea acestora pentru a putea fi analizate, păstrate și prezentate pe un calculator, înseamnă achiziție de date (DAQ). Cercetătorii și inginerii pot alege din multitudinea de sisteme PCI, PXI, PCMCIA, USB, IEEE 1394, PCI Express, PXI Express, porturi seriale, porturi paralele pentru achizițiile de date din aplicațiile de automatizare, testare și măsurare [47]. Există cinci componente care trebuie avute în vedere când se construiește un sistem DAQ de bază :

Traductorul; Hardware-ul DAQ; Software-ul; Aplicații corespondente driver; Programarea

3.2. Soluția existentă, subiect al perfecționării propuse

Pentru achiziția imaginilor de prelucrat, s-a apelat la programul EYE FIT, dezvoltat în limbaj JAVA și care funcționează numai pe tablete cu sistem de operare ANDROID. Acesta este instalat pe o tabletă SAMSUNG Galaxy Note SM-P600 (figura 3.23) cu următoarele caracteristici:

- Diagonala ecranului: 25,6 cm (10,1"); rezoluția ecranului: 2560 x 1600 pixeli;
- Cap. internă de stocare:16 GB; frecvența procesor:1,9 GHz, memorie RAM:3 GB;
- Rezoluția camerei principale (digitală):8 MP; tip cameră foto spate: cameră unică, (3264 x 2448 pixels).
- Rezoluție cameră frontală (digitală):2 MP, tip cameră foto față: cameră unică.
- Cel mai înalt standard Wi-Fi: Wi-Fi 5 (802.11ac), GPS asistat (A-GPS).
- Cititor de card integrat; masa:540 g.
- Sistem de operare instalat: Android.



Fig.3.23. Tableta Samsung Galaxy Note SM – P600 cu software Eye Fit.

Obiectivul camerei atașată tabletei este primul element prin care trec razele de lumină pentru a capta și forma imaginea pe matricea senzului fotosensibil, în vederea prelucrării ei cu software-ul Eye Fit. Fiind un element constructiv al subsansamblului optic, asimilat cu o lentilă, se consideră că aceasta este scăldată în aer, indiferent de situația ei în subsansamblul din care face parte, deoarece va fi prelucrată și verificată în aer.

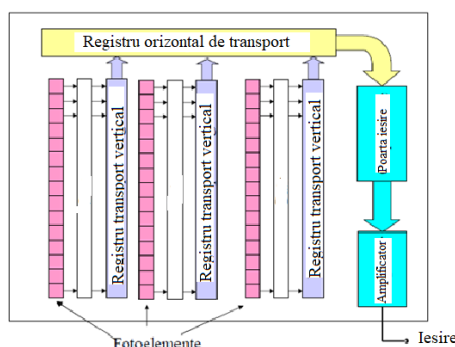


Fig.3.27. Senzorul CCD [64]

CCD-ul (Charge Coupled Device) este cel mai răspândit senzor de imagine, fiind prezent în aproape toate dispozitivele care captează imagini. Acesta este realizat bidimensional, din punct de vedere constructiv, fiind constituit din celule care pot acumula sarcini electrice, proporționale cu durata și intensitatea radiației luminoase.

3.3. Analiza imaginilor și software-ul de prelucrare

Pentru determinarea corectă a rezultatelor măsurărilor, captura de imagine pe care urmează a se executa prelucrarea, trebuie să fie extrem de clară. Măsurarea parametrilor se

efectuează transformând pixelii din care este formată imaginea în unitate de lungime [mm]. Imaginile captate nu pot fi perfecte datorită unor factori externi, care influențează claritatea acestora, respectiv iluminarea, poziționarea incorectă, colaborarea pacientului, camera dispozitivului, etc.

Pentru a evita această problemă, imaginile captate sunt uneori procesate (convertite), folosind filtre de imagine în conformitate cu scopul utilizării imaginilor.

Imaginea filtrată total se obține prin repetarea acestui algoritm pentru fiecare pixel al matricei CCD [64].

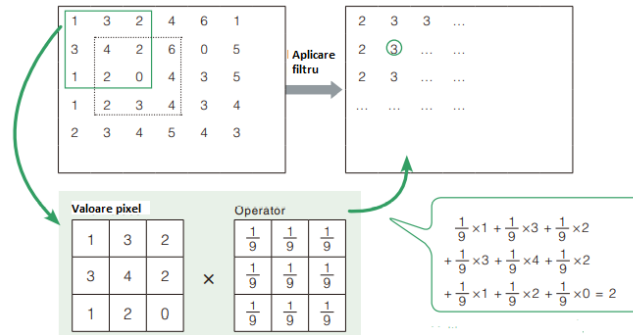


Fig.3.29. Aplicarea unui filtru pe imagine, pentru a obține claritate [64]

Eșantionarea constă în măsurarea și reținerea valorilor semnalului la anumite momente de timp, separate de un interval constant numit perioadă de eșantionare, T , ca în figura 3.30. Valorile discrete rezultate trebuie să permită reconstituirea semnalului analogic cu o eroare minimă.

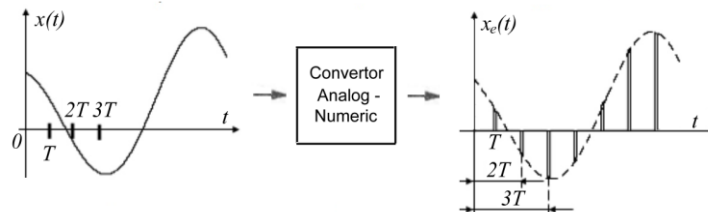


Fig. 3.30. Eșantionarea unui semnal

Cuantizarea este definită ca fiind procesul de conversie a amplitudinii unui semnal analogic în reprezentare digitală, care este realizat de un convertor analog-digital. În figura 3.34, este prezentat modul de cuantizare a semnalului reprezentat pe 4 biți, cuanta q fiind $1/2^4$ din domeniul de variație al mărimii fizice purtătoare de informație.

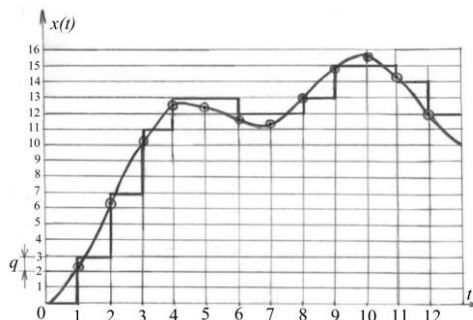


Fig.3.34. Cuantizarea unui semnal în reprezentare pe 4 biți

Imaginile digitale pot fi stocate în memoria sau pe discul unui sistem de prelucrare și analiză a imaginilor, sub forma unor fișiere, în vederea vizualizării sau prelucrării ulterioare. Fișierele pot fi de mai multe feluri, în funcție de formatul în care sunt organizate datele care reprezintă imagini: BMP, JPEG, GIF, TIFF, etc.

Operator Laplacian

Laplacianul este un operator diferențial de ordinul al doilea, care aplicat funcției imagine evidențiază discontinuitățile nivelului de gri din aceasta și servește la delimitarea regiunilor cu nivele de gri diferite. Există două moduri de aplicare a acestui filtru pe imagine: Laplacian pozitiv, care scade imaginea rezultantă din cea originală, respectiv negativ, care adaugă imaginea rezultantă pe imaginea original, pentru a obține imaginea clară [67].

Operatorul Prewitt

Calculează gradientul trecerii posibile de la luminos (deschis) către întunecat (închis), arătând dacă schimbarea imaginii este abruptă sau lină în fiecare punct, pentru detectarea muchiilor și orientării acestora.

Operatorul Sobel

Este foarte asemănător operatorului Prewitt, constând într-un algoritm de derivare numerică „izotropică”, pentru ambele direcții, bazat pe convoluția acestui filtru cu funcția de intensitate luminoasă, în fiecare punct al imaginii. Rezultatul aplicării operatorului Sobel este, de asemenea, detectarea marginilor [65],[66].



Fig.3.38. Rezultatul aplicării operatorului Sobel H [67]

Rezultate similare aplicării filtrului Sobel, se obțin cu filtrul operator Prewitt, ca în fig. 3.40.

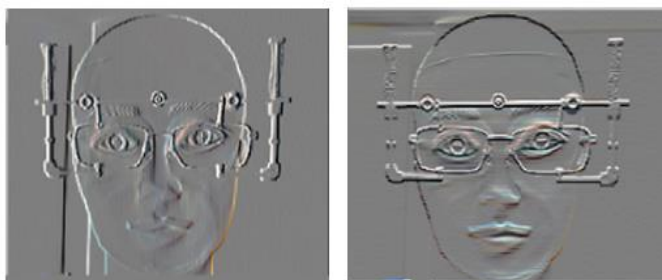


Fig.3.40. Rezultatele aplicării operatorului Prewitt H și Prewitt V [67]

4. SISTEMUL MECATRONIC DE POZIȚIONARE A TABLETEI ÎN RAPORT CU PACIENTUL

Pentru ca tableta care achiziționează imaginile necesare determinării parametrilor antropometrici ai pacientului să fie poziționată cu o precizie (repetabilitate) înaltă, s-a conceput și realizat un sistem mecatronic, care o poziționează în trei direcții față de acesta (fig.4.1).

4.1.Cinematica sistemului - grade de libertate, domeniu de lucru

Sistemul optomecatronic are trei grade de libertate, deplasând tableta, prin translație pe direcțiile verticală și orizontală, respectiv asigurând și o mișcare de rotație a tabletei cu un unghi cuprins între 0 și 90 grade.

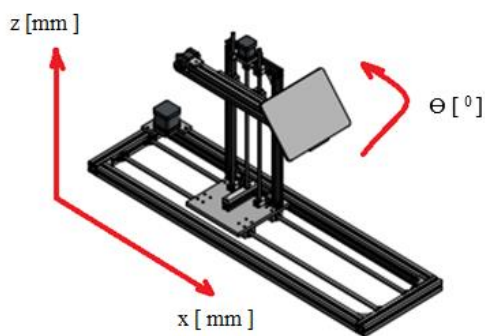


Fig.4.1. Sistem optomecatronic de poziționare cu trei grade de libertate.

Tableta poziționată conține software-ul Eye Fit de măsurare a parametrilor individuali în poziții fixe, de aproape și la semidistanță. Pacientul este așezat pe scaun, la birou, în fața dispozitivului și se iau în considerare trei distanțe de referință clare (fig.4.2). Pentru poziția 1, “citit”, tableta este așezată de dispozitiv la distanța de 350 mm de ochii pacientului, sub un unghi de 50° cu planul vertical, pentru achiziționarea imaginii care servește la determinarea poziției pupilelor prin lentile. La poziția numărul 2, “activitate laptop”, tableta este așezată de dispozitiv la 450 mm de ochii pacientului, rotită față de verticală cu 30° , astfel ca acesta să privească în tabletă, ca și cum ar lucra la laptop. Prin efectuarea pozei și prelucrarea ei, se determina poziția proiecțiilor pupilare la această distanță. În poziția numărul 3, “activitate calculator”, tableta este așezată la distanța de 650 mm de ochii pacientului, ridicată pe verticală cu o distanță care depinde de înălțimea pacientului și înclinată cu 15° față de planul vertical, astfel încât pacientul să privească ca și cum ar lucra la monitor, determinându-se pozițiile proiecțiilor pupilare pentru această distanță. Poziționarea tabletei atât pe orizontală, verticală, cât și sub un anumit unghi, este realizată cu ajutorul a trei motoare pas cu pas și mecanisme de transmitere și transformare a mișcării de rotație.

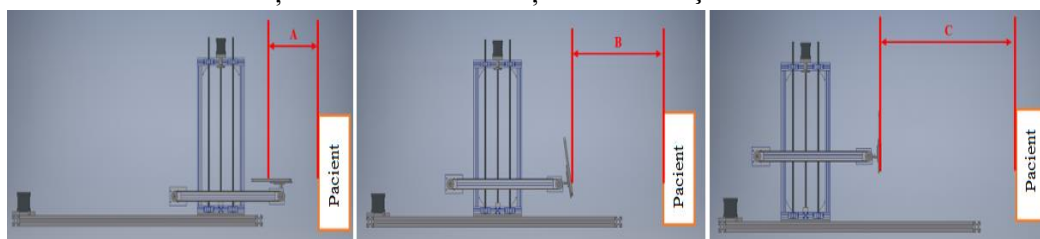


Fig.4.2. Pozițiile de lucru fixe (A - citit, B – laptop, C - monitor)

4.2. Structura sistemului

Sistemul de poziționare pentru măsurarea parametrilor vizuali este format dintr-un subsansamblu mecanic și unul electric/electronic. Partea mecanică cuprinde: scheletul ansamblului format din profile din aliaj de aluminiu, îmbinate cu ajutorul colțarelor specifice; ghidajele cilindrice, pe care se realizează cele două translații, împreună cu elementele de fixare ale acestora pe scheletul de susținere; șurubul de mișcare trapezoidal, împreună cu piulițele acestuia; cuplajele elastice între motoare și mecanismele antrenate, lagărele cu rostogolire realizate cu ajutorul rulmenților cu bile; elementele de susținere și fixare a motoarelor; glisierile cu bile cu recirculare; cadrul de susținere a ansamblului vertical; transmisiile cu curele dințate; suportul tabletei; șuruburi și piulițe necesare asamblării demontabile a pieselor. Partea electrică/electronică este formată din tabletă, motoare electrice pas-cu-pas, două microcontrolere Arduino Uno, amplificatoare (drivere) pentru motoarele-

Studiul și perfecționarea unui sistem optomecatronic de măsurare și testare oculară

pas-cu pas și un modul de transmitere și recepție a semnalelor prin bluetooth. Gabaritul constructiv al dispozitivului este: 1060 mm lungime, 300 mm lățime, 560 mm înălțime și o lungime a brațului care culisează împreună cu tableta de 520 mm.

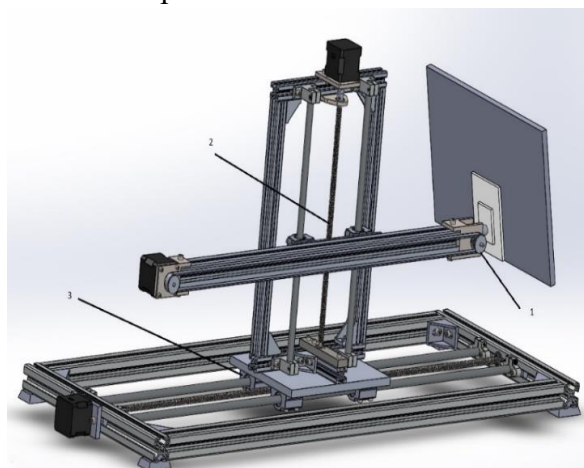


Fig.4.3. Sistemul de poziționare realizat

În figura 4.3 se disting principalele subansambluri ale sistemului, care servesc la obținerea celor trei grade de libertate necesare poziționării tabletei:

- 1- subansamblul cu ajutorul căruia se obține rotația tabletei;
- 2- subansamblul cu care se obține mișcarea de translație a subansamblului 1, pe verticală;
- 3- subansamblul ce servește la translatarea subansamblurilor 1 și 2 pe axa orizontală.

4.3.Verificarea ghidajelor cilindrice orizontale

Determinarea încărcării acestor ghidaje este facilitată de mediul Solidworks, prin comanda Mass Properties (figura 4.8, figura 4.9). Masa m_2 a celor 4 glisiere cu bile de pe axa verticală a fost extrasă din foaia de catalog a producătorului.

Conform figurii 4.8, masa subansamblurilor 1 și 2, selectată în culoarea albastră, este:

$$m_{ans} = 4103,68 \text{ g} = 4,104 \text{ kg}$$

Acesteia i se adaugă masa plăcii de susținere, care face parte din subansamblul 3, dar încarcă ghidajele aceluiași subansamblu.

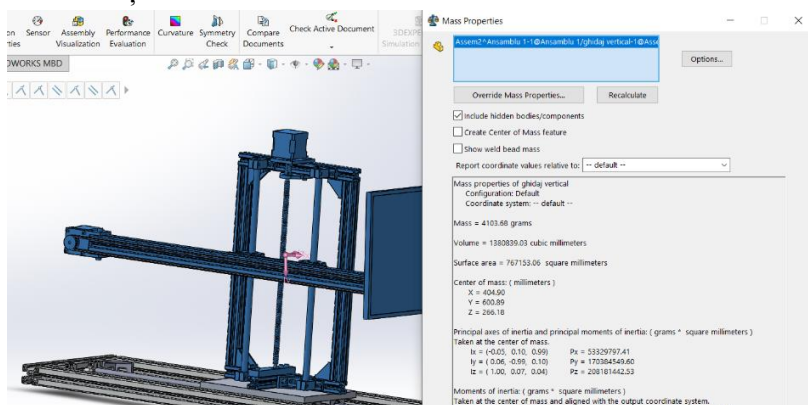


Fig.4.8. Masa subansamblurilor 1 și 2, calculată în SolidWorks

$$m_1 = 791,03 \text{ g} = 0,791 \text{ kg}$$

Din catalogul producătorului glisierelor cu bile (figura 4.10), se extrage masa uneia:

$$m_2 = 92 \text{ g} = 0,092 \text{ kg}$$

Rezultă: $m_{total} = m_{ans} + m_1 + 4m_2 = 5,262 \text{ kg}$ (4.1)

iar $G_{total} = m_{total} \cdot g = 51,79 \text{ N}$ (4.2)

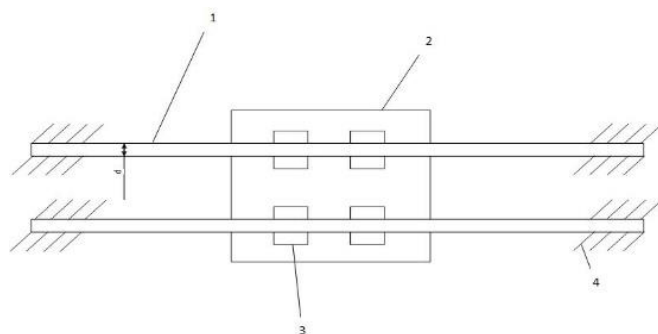


Fig. 4.11. Schema subansamblului 3 (1- ghidaj, 2- placă, 3-glisieră cu bile, 4 - încastrare)

Din figura 4.11 se observă faptul că sarcina totală este distribuită în 4 puncte de contact, între fiecare glisieră și ghidajul cilindric corespunzător. Poziția centrului de masă al subansamblurilor 1, 2 și al plăcii 2 se găsește într-un plan vertical, paralel cu ghidajele, dar se deplasează în acest plan, încât este de așteptat ca momentul încovoietor maxim să apară când placa 2 este într-o poziție simetrică față de capetele încastrate ale ghidajelor. Cum poziția centrului de masă al subansamblurilor 1, 2 și al plăcii 2, în direcție orizontală nu a fost determinată, simetria aproximativă a subansamblurilor 1 și 2 justifică repartizarea cvasi-egală a sarcinii pe cele două ghidaje. Datorită încastrării la capete, o bară de ghidare, sollicitată de sarcinile G este un sistem static nedeterminat.

A treia direcție de poziționare a tabletei este afectată și ea de rotirea pe care o implică deformația transversală a ghidajului, practic, unghiul $\theta = 1,76 \cdot 10^{-3} \text{ rad}$, fiind adăugat sau scăzut la poziția unghiulară a tabletei, în funcție de intervalul coordonatei x a subansamblui care se deplasează pe orizontală. Prin urmare, eroarea introdusă de încovoierea ghidajului este de circa 4,5 ori mai mică decât rezoluția de poziționare unghiulară a tabletei este puțin semnificativă și nu poate fi corectată.

4.4. Transmisia șurub-piuliță

Din punct de vedere cinematic, ansamblul șurub - piuliță ales trebuie să asigure o anumită rezoluție a poziționării, cu un randament bun al transmisiei, cerințe care sunt contradictorii.

Totuși, cu un șurub trapezoidal (figura 4.14) având diametrul nominal $d = 8 \text{ mm}$, pasul aparent $p = 2 \text{ mm}$; înălțimea spirei $H_1 = 0,5p$ și $n = 4$ începuturi, se realizează un avans de 8 mm pentru o rotație.

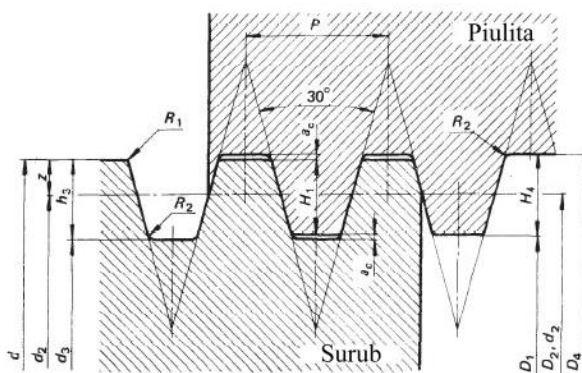


Fig.4.14. Filet trapezoidal [71]

Dacă motorul pas cu pas care antrenează șurubul are 200 pași/rotație ($1,8^\circ/\text{pas}$), deplasarea liniară corespunzătoare unui pas are valoarea teoretică de $0,04 \text{ mm}$, care este o rezoluție foarte bună în direcție verticală și poate servi la corecția erorilor pe axa z. Transformarea deplasării de rotație a șurubului în translație a piuliței se face conform relației:

$$s = \frac{np}{2\pi} \varphi \quad (4.21)$$

unde: s – deplasarea liniară a piuliței; φ – unghiul de rotație a șurubului.

Pentru calculul randamentului transmisiei este necesară determinarea unghiului de pantă a elicei, în zona cilindrului median, de diametru d_2 . Acesta rezultă din figura 4.14:

$$d_2 = d - H_1 = d - 0,5p = 7 \text{ mm} \quad (4.22)$$

Unghiul de pantă a elicei este:

$$\alpha = \arctg \frac{np}{\pi d_2} = 20^\circ \quad (4.23)$$

Pentru determinarea unghiului de frecare se utilizează coeficientul de frecare uzual pentru cuplul de materiale oțel-bronz, $\mu = 0,15$ și unghiul de înclinare a laturilor trapezului, $\beta = 15^\circ$. Unghiul de frecare este:

$$\gamma' = \arctg \frac{\mu}{\cos \beta} = 8,83^\circ \quad (4.24)$$

Cu aceste date, randamentul transmisiei este:

$$\eta = \frac{\text{tg} \alpha}{\text{tg}(\alpha + \gamma')} = 0,661 \quad (4.25)$$

S-a determinat, prin cântărire, masa tabletei și suportului său, având valoarea $m_t = 0,65 \text{ kg}$. Din programul SolidWorks, funcția Mass Properties, rezultă masa totală a componentelor subansamblului mobil (cadru, arbori, rulmenți, transmisii prin curea, glisiere cu bile, piuliță), $m_p = 0,478 \text{ kg}$, iar masa motorului pas cu pas este furnizată de producător $m_m = 0,38 \text{ kg}$. Masa mobilă totală este:

$$m_{tot} = m_t + m_p + m_m = 1,508 \text{ kg} \quad (4.26)$$

4.5. Poziționarea unghiulară a tabletei

Subansamblul de poziționare a tabletei este prezentat în figura 4.17. Se observă că greutatea acesteia dezvoltă un moment rezistent, cu valoarea maximă, când tableta este în poziție verticală:

$$M_r = m_t \cdot g \cdot l = 0,286 \text{ Nm} \quad (4.37)$$

unde $l = 45 \text{ mm}$ este distanța între planul median a tabletei și axa arborelui 3' (figura 4.17).

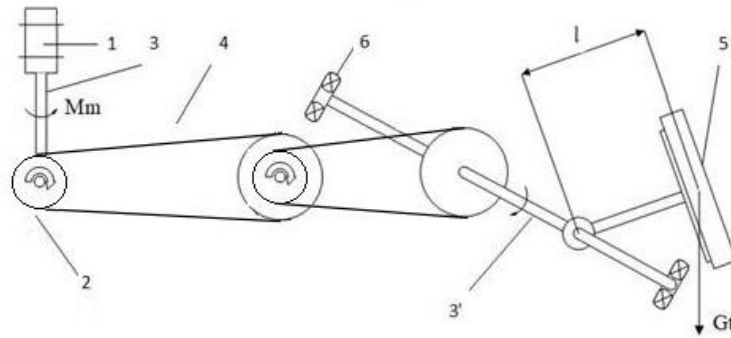


Fig.4.17. Mecanismul de rotire a tabletei (1 - motor pas-cu-pas; 2 – roată de curea; 3, 3' – arbori; 4 – curea dințată; 5 – tableta și suportul său; 6 – rulment)

În același timp, accelerarea din perioada de poziționare a tabletei introduce o sarcină inerțială, în care intervine momentul de inerție al tabletei față de axa arborelui care rotește suportul acesteia. Tableta poate fi considerată o placă având lungimea $a = 240 \text{ mm}$ și lățimea $b = 185 \text{ mm}$, care are momentul de inerție în jurul axei de simetrie longitudinale:

$$J_y = \frac{m_t b^2}{3} = 7,42 \cdot 10^{-3} \text{ kgm}^2 \quad (4.38)$$

Aplicând teorema lui Steiner, momentul de inerție al tabletei în raport cu axa de rotație, adică axa arborelui, este:

$$J_t = J_y + m_t \cdot l^2 = 7,475 \cdot 10^{-3} \text{ kgm}^2 \quad (4.39)$$

Așa cum s-a precizat la analiza erorilor provocate de deformațiile elastice ale ghidajelor orizontale, rotirea tabletei este antrenată de un motor pas cu pas, prin intermediul a două trepte de reducere cu curele dințate, având raportul de transmitere total:

$$i = \frac{z_2}{z_1} \cdot \frac{z_4}{z_3} = 5,325 \quad (4.40)$$

unde: $z_1 = z_3 = 26$ și $z_2 = z_4 = 60$ - numerele de dinți ai roților de curea.

Frecvența maximă (pași/s) la care ar trebui să funcționeze motorul este:

$$f = \frac{\omega_r}{\varphi_p} = 42,27 \text{ pași/s} \quad (4.45)$$

Ecuția de mișcare a tabletei, redusă la arborele motorului devine:

$$M_m = (J_m + J_{te})\varepsilon + M_{rm} = 0,059 \text{ Nm} \quad (4.46)$$

unde: M_m – momentul motor necesar accelerării subansamblului mobil care rotește tableta; J_m – momentul de inerție al rotorului motorului; $J_m = 12 \cdot 10^{-6} \text{ kgm}^2$ – momentul de inerție al rotorului motorului Plusivo 17HS8401S (din catalog); $J_{te} = 0,264 \cdot 10^{-6} \text{ kgm}^2$ – momentul de inerție redus al tabletei [73],[74].

4.6. Poziționarea tabletei pe direcție orizontală

În paragraful 4.2 a fost descris dispozitivul de poziționare a tabletei, precizându-se că deplasarea pe orizontală a subansamblurilor 1 și 2 este asigurată de un mecanism cu curea dințată cu raport de transmitere 1, roata motoare fiind antrenată de un motor pas cu pas, iar translația se obține prin conectarea sistemului mobil la o zonă rectilinie a curelei. Schema cinematică a antrenării este prezentată în figura 4.18.

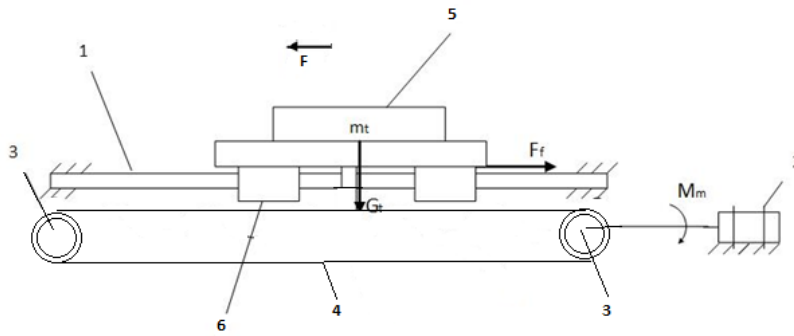


Fig. 4.18. Schema cinematică a subansamblului 3 (1 – ghidaj cilindric; 2 – motor pas cu pas; 3 – roată dințată; 4 – curea dințată; 5 – subansamblu vertical; glisieră cu bile)

Roțile pentru curea dințată au același număr de dinți, $z = 26$, iar cureaua are profil ISO, cu pasul $p = 2,5 \text{ mm}$. Diametrul primitiv al roților este:

$$d_p = \frac{pz}{\pi} + q = 20,74 \text{ mm} \quad (4.48)$$

unde: $q = 0,054 \text{ mm}$ este o corecție aplicată datorită înfășurării poligonale a curelei pe roată. Valoarea este extrasă din tabelul 5.111 al lucrării [69], pentru $z = 26$ și $p = 2,5 \text{ mm}$. Raportul de transmitere între viteza liniară a curelei, deci și a subansamblului 3 și viteza unghiulară a motorului este:

$$\frac{v_r}{\omega} = \frac{d_p}{2} = 10,37 \text{ mm} \quad (4.49)$$

Masa sistemului mobil 3 este cea mai mare și va crea forțe inerțiale importante în timpul accelerării sale, dar și forțe de frecare între glisieră și ghidaje. Calculul acestora, în cazul ghidajelor prin rostogolire ține seama de mărimea încărcării, de existența unei pretensionări în vederea diminuării jocurilor și de lubrificație. Se poate obține o estimare a acestor forțe cu relația:

$$F_f = \mu \cdot P + f \quad (4.50)$$

unde: μ - coeficientul de frecare dinamic, cu valori recomandate în figura 4.19; P – sarcina de lucru calculată; f - forța de frecare de alunecare, generată de etanșări (dacă există).

Acesteia îi corespunde momentul rezistent la arborele motorului:

$$M_{rm} = F_r \cdot \frac{d_p}{2} = 1,45 \text{ Nmm} = 0,0145 \text{ Nm} \quad (4.53)$$

Ecuția de mișcare a tabletei, redusă la arborele motorului devine:

$$M_m = (J_m + J_{te})\varepsilon + M_{rm} = 0,017 \text{ Nm} \quad (4.58)$$

unde: M_m – momentul motor necesar accelerării subansamblului mobil care realizează poziționarea pe direcția x ; J_m – momentul de inerție al rotorului motorului; $J_m = 2,943 \cdot 10^{-4} \text{ kgm}^2$ – momentul de inerție al rotorului motorului Plusivo 23HS5628; $J_{te} = 5,659 \cdot 10^{-4} \text{ kgm}^2$ – momentul de inerție redus al subansamblului mobil.

Puterea maximă transmisă de curea se realizează la sfârșitul perioadei de accelerare, când se atinge viteza de regim, dar încă se manifestă sarcina inerțială. Luând în considerație valoarea momentului corijată cu coeficientul de siguranță 2, aceasta este:

$$P_{max} = M_s \cdot \omega_r = 0,29 \text{ W} \quad (4.60)$$

iar turația

$$n = \frac{30\omega_r}{\pi} = 81 \text{ rot/min}$$

Rezoluția teoretică a deplasării orizontale este distanța în direcție orizontală parcursă la deplasarea rotorului motorului cu un pas:

$$\delta_p = \frac{d_p}{2} \cdot \frac{\pi}{200} = \frac{20,74 \cdot \pi}{400} = 0,164 \text{ mm} \quad (4.62)$$

4.7. Calculul coordonatelor de poziționare a tabletei

Pentru a realiza pozițiile de achiziție a imaginilor corespunzătoare determinării parametrilor antropometrici particulari ai pacientului, pentru vederea de aproape (citit), și semidistanță (laptop și monitor), dispozitivul de poziționare a fost schematizat ca în figura 4.20.

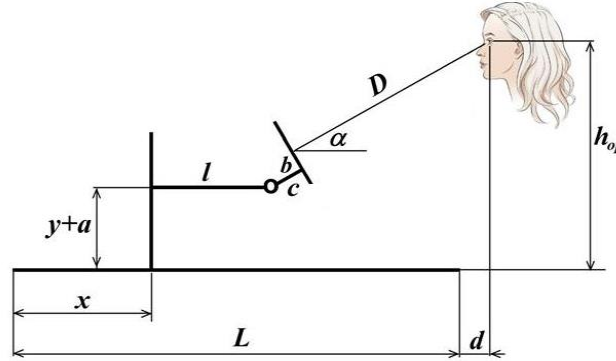


Fig.4.20. Schema pentru determinarea poziției tabletei

Această schemă permite determinarea coordonatelor x și y ale dispozitivului de poziționare a tabletei, în direcție orizontală, respectiv verticală, în condițiile în care valoarea unghiului α , de înclinare a acesteia, este impus din considerente ergonomice. În figură, $L=830 \text{ mm}$ este distanța între poziția de inițializare a coordonatei x și marginea din dreapta a suportului dispozitivului, iar $d=200 \text{ mm}$ este distanța între această margine și planul ramei speciale cu markeri. Tot în direcție orizontală este brațul suport al tabletei, de lungime $l=235 \text{ mm}$, iar $c=45 \text{ mm}$ este lungimea segmentului rotitor al acestui braț și $b = 70 \text{ mm}$ este distanța de la centrul tabletei la punctul de fixare. În continuarea sa, distanța D ia valorile considerate optime pentru citit (350 mm), laptop (450 mm) și monitor (650 mm). Pe direcție verticală, înălțimea de poziționare a ochilor pacientului, h_{op} se măsoară de la nivelul mesei pe care este așezat suportul dispozitivului, iar coordonata y , reprezintă cursa piuliței pentru a aduce centrul tabletei din poziția inițială până în cea necesară, știind că $a=38 \text{ mm}$ (distanța de la masă la limita de jos a piuliței). Proiecția conturului pe direcția x , respectiv y , conduce la ecuațiile:

$$x = L + d - l - (c + D)\cos\alpha - b\sin\alpha \quad (4.63)$$

$$y + a = h_{op} - (c + D)\sin\alpha - b\cos\alpha \quad (4.64)$$

Sau
$$x = 795 - (D + 45)\cos\alpha - 70\sin\alpha \quad (4.63^*)$$

$$y = h_{op} - (D + 45)\sin\alpha - 70\cos\alpha - 38 \quad (4.64^*)$$

Se observă că deplasările în direcție orizontală se realizează în 3 poziții fixe, corespunzătoare activităților care implică citit, lucru la laptop, respectiv observarea monitorului, în timp ce pe direcția y este necesară o corecție corelată cu înălțimea la care se situează ochii pacientului. Astfel:

- pentru aproape (citit) unghiul $\alpha = 50^\circ$, distanța $D = 350 \text{ mm}$ și $x = 487,4 \text{ mm}$;
- pentru semidistanță (laptop) unghiul $\alpha = 30^\circ$, distanța $D = 450 \text{ mm}$ și $x = 331,3 \text{ mm}$;

Studiul și perfecționarea unui sistem optomecatronic de măsurare și testare oculară

- pentru semidistanță (monitor) unghiul $\alpha = 15^\circ$, distanța $D = 650 \text{ mm}$ și $x = 105,6 \text{ mm}$.

În număr de pași ai motorului, aceste distanțe sunt acoperite astfel:

- pentru aproape (citit): $n_1 = \frac{x_1}{\delta_p} = 2972 \text{ pași}$;
- pentru semidistanță (laptop): $n_2 = \frac{x_2}{\delta_p} = 2020 \text{ pași}$;
- pentru semidistanță (monitor): $n_3 = \frac{x_3}{\delta_p} = 644 \text{ pași}$.

Considerând că pozițiile de lucru vizate sunt cu spatele drept și cu antebrațele așezate pe birou, rezultă că h_{op} este diferența între înălțimea ochilor și cea a cotului:

$$h_{op} = 0,936H - 0,630H = 0,306H \quad (4.65)$$

unde H este înălțimea pacientului. Ecuația (4.64*) devine:

$$y = 0,306H - (D + 45)\sin\alpha - 70\cos\alpha - 38 \quad (4.64^{**})$$

Pe baza ecuației (4.64**) au fost evaluate pozițiile necesare pentru subiecți cu înălțimea de 1500 - 2000 mm, în cele 3 cazuri de testare (citit, laptop și monitor).

Se observă, din ecuația (4.64**), că variația poziției necesare, y , cu înălțimea pacientului, H , este liniară și se calculează cu:

$$\Delta y = 0,306 \cdot \Delta H \quad (4.66)$$

Tabelul 4.1 prezintă valorile coordonatei y , în funcție de înălțimea pacientului, calculate pentru $\Delta H = 10 \text{ mm}$, căreia îi corespunde $\Delta y = 3,02 \text{ mm}$.

	CITIT	LAPTOP	MONITOR
H [mm]	y [mm]		
1600	103,6	143,1	203,7
1610	106,62	146,12	206,72
1620	109,64	149,14	209,74
1630	112,66	152,16	212,76
1640	115,68	155,18	215,78
1650	118,7	158,2	218,8
1660	121,72	161,22	221,82
1670	124,74	164,24	224,84
1680	127,76	167,26	227,86
1690	130,78	170,28	230,88
1700	133,8	173,3	233,9
1710	136,82	176,32	236,92
1720	139,84	179,34	239,94
1730	142,86	182,36	242,96
1740	145,88	185,38	245,98
1750	148,9	188,4	249
1760	151,92	191,42	252,02
1770	154,94	194,44	255,04
1780	157,96	197,46	258,06
1790	160,98	200,48	261,08
1800	164	203,5	264,1

Tabel 4.1. Valorile coordonatei y , de poziționare a tabletei, în funcție de activitate și înălțimea pacientului

4.8. Verificarea structurii dispozitivului privind precizia de realizare

Un ansamblu complex de piese, dintre care unele au lungimi mari, cum este dispozitivul construit, poate cumula erorile individuale ale acestora într-o poziție a efectorului (tableta), dificil de estimat. În cazul de față, s-a utilizat o nivelă cu laser, pentru a controla perpendicularitatea direcțiilor de poziționare verticală și orizontală (figura 4.22).

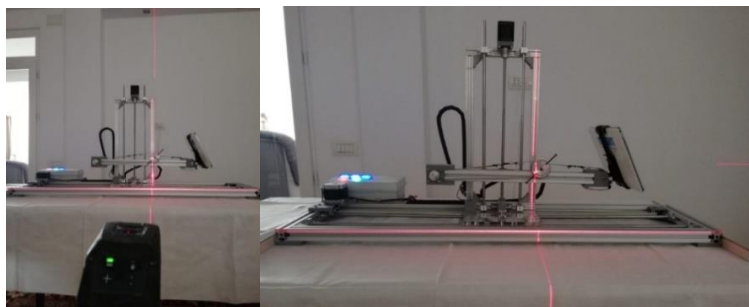


Fig.4.22. Verificarea perpendicularității direcțiilor de poziționare verticală și orizontală

4.9. Comanda dispozitivului

Pentru comanda întregului sistem optomecatronic, s-a optat pentru o placă de dezvoltare Arduino UNO, iar pentru deplasările de poziționare a tabletei se folosește o a doua placă Arduino UNO, la care se conectează un “CNC Shield”. Microcontrolerul Arduino principal comunică direct cu consola cu butoane a dispozitivului optomecatronic și poate comunica, prin bluetooth, cu tableta, pe care este construită o ”telecomandă” integrată în programul Eye Fit, la poziția de execuție a pozei de aproape și semidistanță. Telecomanda implementată pe tabletă servește la reglarea fină a poziției acesteia pe direcție verticală și unghiulară, în vederea centrării reticulelor generate de programul Eye Fit pe markerii ramei auxiliare. Programele de comandă, implementate în Arduino, sunt scrise în limbaj C++ și sunt detaliate în Anexa 8.2. Sursa de tensiune a sistemului furnizează, pentru motoare, tensiunea constantă de 12 V, la un current maxim de 3,4A, fiind alimentată de la rețea (220V). Aceeași sursă alimentează circuitele electronice, prin module coborâtoare de tensiune (step down).

Din punct de vedere electric, dispozitivul are în componență următoarele elemente: 2plăci de dezvoltare Arduino UNO; 5 Butoane cu lampă (verde, roșu și 3 albastre); 1 Modul Bluetooth; 1 Placă de extensie *CNC Shield*; 3 amplificatoare (drive) pentru motoare pas cu pas, A4988; 3 Motoare pas cu pas; 3 Limitatoare de capăt de cursă, normal deschise, care determină poziția inițială, de referință, a sistemului mobil al dispozitivului optomecatronic. Schema de conexiuni a ansamblului electric este prezentată în fig.4.24.

ARDUINO este una dintre cele mai simplu de utilizat platforme cu microcontroller. Este, în fapt, un microcalculator (are puterea de calcul a unui computer obisnuit de acum 15 ani), fiind capabil să culegă informații din mediu și să reacționeze la acestea. În jurul microcontrolerului plăcii Arduino (ATMEGA 328P-PU) există un ansamblu de dispozitive compatibile, foarte bine dezvoltat, care conține senzori gata interfațați, plăcii tip “shield” care rezolvă hardware probleme de comunicație și interfațare cu aplicația dorită.

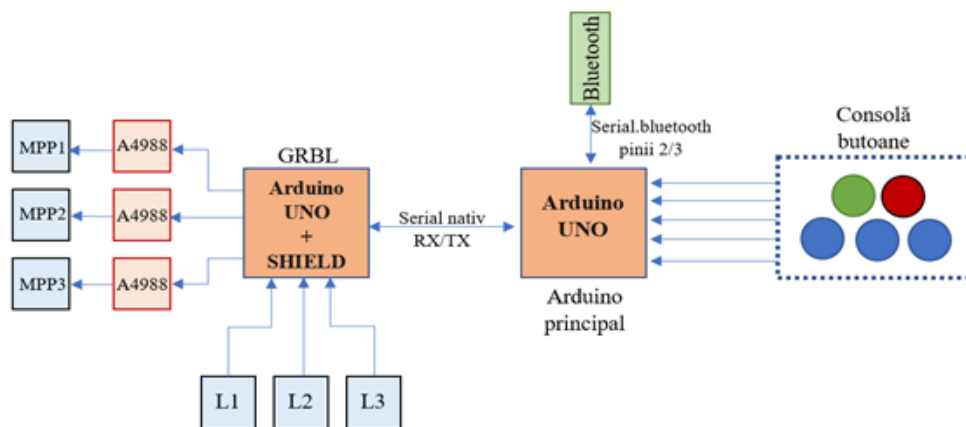


Fig.4.24. Schemă de conexiuni [80]

Modulul Bluetooth HC-06 este utilizat pentru comunicarea serială prin tehnologia Bluetooth, între Arduino și alte dispozitive, situate la distanță. Acest modul Bluetooth are două variante constructive: master și slave.

Modulul de operare Bluetooth poate comunica cu celălalt dispozitiv Bluetooth, în modul serial, dacă sunt îndeplinite două condiții [78],[79]:

Modulele, care intră în comunicare, sunt unul master și celălalt slave; Comunicarea se realizează prin semnalele seriale RX și TX, fără fir la 2,4 GHz, și cu o parolă corectă.

Caracteristicile tehnice ale modulului HC-06 sunt: VCC: +5 / v RXD: Arduino Serial (3.3V nivel HIGH) / TXD: Arduino Serial / GND: Arduino Minus.

Pentru pornirea și inițializarea standului se menține apăsat butonul verde. În stadiul incipient, sistemul se va deplasa în poziția inițială (poziția de zero), care este stabilită prin limitatoarele de capăt de cursă. După inițializare, comanda sistemului se realizează prin două metode: de la consola cu butoane, pentru deplasarea rapidă în cele 3 poziții de lucru, cele mai apropiate de cele adecvate testării (citit, laptop, monitor) și înălțimii pacientului, respectiv de pe tableta amplasată pe stand (comunicare Bluetooth), pentru ajustări fine ale poziției verticale și a celei unghiulare.

Pentru comanda din consolă există 5 butoane disponibile: Start (butonul verde), Stop (Butonul roșu) și trei butoane albastre, pentru poziționarea standului în cele 3 zone de citire. Butoanele sunt conectate la pinii digitali 4-9.

De poziționarea tabletei se ocupă cel de al doilea Arduino UNO, pe care este montat shield-ul CNC (figura 4.27.). Acesta comunică cu primul Arduino (cel principal), prin intermediul portului serial nativ (hardware), a cărui conexiune este stabilită de pinii digitali 0 și 1. În funcție de poziția dorită, acesta primește pe serial o linie de cod de tip *GCODE*.



Fig.4.27. Ansamblu Arduino Uno + CNC Shield + A4988 [81]

Studiul și perfecționarea unui sistem optomecatronic de măsurare și testare oculară

După ce comanda pentru poziționare a fost receptată și interpretată de cel de al doilea Arduino UNO, acesta trimite un tren de pulsuri electrice către amplificatoarele A4988, reprezentând numărul de pași care trebuie efectuați de către motoarele pas cu pas, pentru a deplasa sistemul în poziția dorită.

Aceste poziții sunt determinate prin calcul, în coordonate (x, y, α) , ca în figura 4.20, măsurate de la poziția de inițializare, considerată originea sistemului de coordonate. Dacă pe direcțiile x și α valorile corespunzătoare celor 3 poziții de lucru sunt unice, coordonata y depinde de înălțimea pacientului și necesită o reglare fină pentru centrarea reticulului generat de Eye Fit pe imaginea markerului captată de camera acesteia.

Pentru a deplasa întreg dispozitivul pe verticală și a-l aduce la nivelul cotului, acesta se așează pe o masă cu înălțime reglabilă electric, cum este TT-1060, din catalogul de echipamente pentru cabinete optometrice Tomey (figura 4.28).



Fig.4.28. Masa cu înălțime reglabilă TT-1060 [87]

Aceasta suportă sarcini până la 65 kg, are înălțimea reglabilă în intervalul 661-911 mm, prin acționare electrică și dimensiunile tablei 1060 x 600 mm.

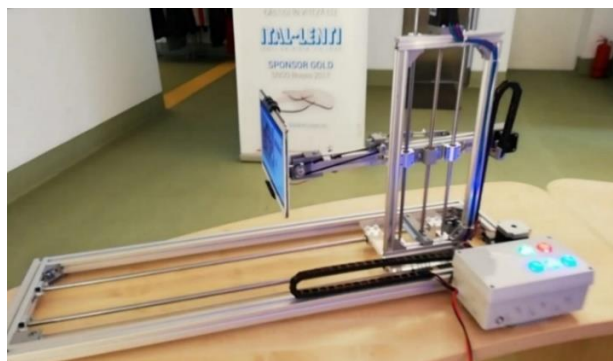


Fig.4.29. Dispozitivul optomecatronic construit

Pentru a porni dispozitivul și a inițializa poziția tablei, butonul verde (PORNIT) trebuie să fie apăsat și menținut. În urma acestei comenzi, sistemul mobil se deplasează la poziția inițială (originea sistemului), stabilită de limitatoarele de cursă (L1, L2, L3). Pentru controlul manual sunt disponibile 5 butoane conectate la Arduino UNO, considerat Master Controller: ON (buton verde), OFF (buton roșu) și trei butoane albastre pentru poziționarea grosieră a tablei, în cele 3 poziții de testare, conform alineatelor A), B) și C). Sistemul mecatronic de poziționare și consola de comandă manuală sunt prezentate în figura 4.29.

Reglarea fină a poziției verticale și a înclinării tabletei sunt comandate din programul Eye Fit, care poate incrementa în plus sau în minus valoarea coordonatei y cu 0,2 mm (5 pași) și valoarea unghiului cu $\pm 1,014^\circ$ (3 pași).

După realizarea centrării, prin suprapunerea reticulului cu markerul corespunzător, se dă comanda captării imaginii ochilor pacientului, de la consola locală, apăsând și menținând apăsat butonul verde, timp de două secunde. După captarea imaginilor necesare pentru măsurarea distanței interpupulare în cele trei locații, sistemul poate fi oprit ținând apăsat butonul roșu (care îl va aduce în poziția inițială) sau poate primi o altă comandă pentru a testa un pacient nou.

5. CALIBRAREA TABLETEI ȘI MODELUL MATEMATIC DE CORELARE A SPAȚIULUI OBIECT CU PLANUL IMAGINE

Sistemul optomecatronic conceput și realizat cuprinde dispozitivul mecatronic de poziționare prezentat în capitolul 4 și tableta de poziționat, pe care este încărcat programul EYE FIT, dezvoltat în limbajul Java. Acesta rulează pe un dispozitiv mobil, cum este tableta 'SAMSUNG' cu sistem de operare Android 5.0 sau mai recent.

5.1. Metoda actuală de măsurare și testare

Testarea unui pacient cu tableta EYE FIT începe cu poziționarea lui într-o zonă a cabinetului cu lumină naturală foarte bună, pentru a achiziționa imagini de calitate. Măsurarea parametrilor pacientului la „infinit” nu reclamă utilizarea dispozitivului de poziționare a tabletei, încât acesta va putea să stea în poziția “în picioare”, cu privirea în camera principală a tabletei, la o distanță de 800 mm față de aceasta, după ce rama cu markere a fost montată peste rama de ochelari aleasă de pacient (figura 5.1).

Măsurătorile se bazează pe prelucrarea imaginilor achiziționate de tabletă, cu ajutorul programului EYE FIT (figura 5.2). Generic, acesta evaluează distanțele dintre punctele de interes ale imaginii, prin comparație cu distanțele cunoscute între markere, raportul de transformare dimensională fiind egal cu cel al numerelor de pixeli ale dimensiunii măsurate și cel al distanței cunoscute dintre markere.



Fig.5.2. Dispozitiv mobil EYE FIT pentru determinarea parametrilor individuali

Rama cu markere este foarte importantă pentru a obține rezultate corecte ale măsurătorilor. Poziționarea se face ținând cont ca marker-ul din centru să fie exact pe linia verticală care împarte fața și rama aleasă, în două jumătăți (figura 5.3).

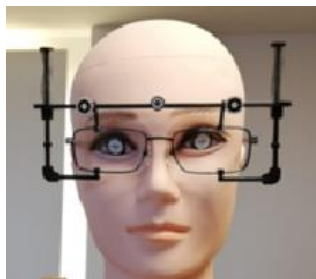


Fig.5.3. Dispozitiv ramă cu markere pentru metoda actuală

Prima imagine a pacientului este achiziționată din față, cu privirea în camera principală a tabletei, pentru a putea calcula distanța pupilară la infinit, pentru fiecare interval de distanță. De aici rezultă și înălțimea de montaj a lentilei, dimensiunile ramei de ochelari și mărimea punții nazale.



Fig.5.4. Imaginea principală a pacientului.

Urmează achiziția a două imagini, cu privirea pacientului către infinit, care servesc la determinarea unghiului pantoscopic al ramei, a curburii ramei și a distanței vertex pentru fiecare ochi (figura 5.5).

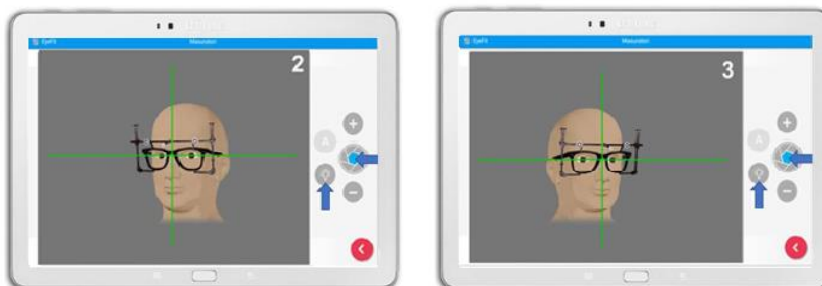


Fig.5.5. Imaginile din profil ale pacientului.

În procedura actuală, ultima achiziție de imagine se efectuează cu pacientul privind de aproape în camera frontală a tabletei, pentru a se putea măsura următorii parametri: convergența pe fiecare ochi și poziția de citit prin lentilă. Această ultimă imagine a pacientului este dată de poziția brațelor, pentru că pacientul are pe față rama cu “demo-lensuri” (lentile plane) și nu poate citi. Această poziție este “în picioare”, nu este confortabilă și nici relevantă pentru poziția corectă de lectură. În plus, se schimbă camera, care are o altă rezoluție și un plasament excentric, la 20 mm de linia verticală de simetrie a tabletei. Trebuie precizat că programul EYE-FIT restricționează pozițiile din care se face fotografierea cu tableta, prin cerința de a o poziționa astfel încât reticulele generate de acesta să fie suprapuse pe centrele markerelor (figura 5.6).



Fig.5.6. Captură de imagine a pacientului cu Eye Fit.

După ce pacientul a fost fotografiat, programul EYE FIT rulează datele achiziționate și afișează rezultatele tuturor măsurătorilor parametrilor pacientului și ai ramei alese, pentru a putea construi o lentilă progresivă personalizată. Rezultatul se prezintă sub forma (figura 5.7):

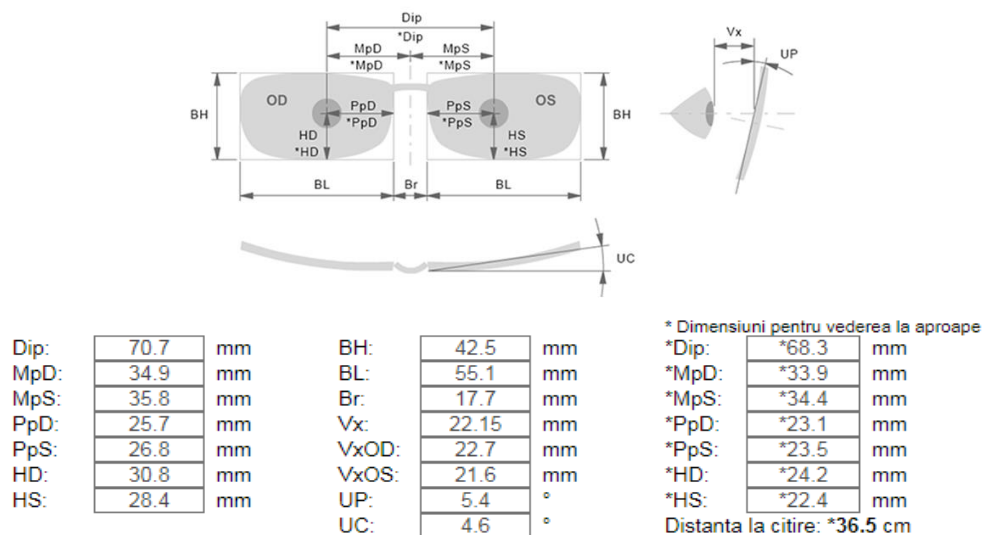


Fig.5.7. Rezultatul măsurării parametrilor optometrici individuali.

Legendă : Dip=distanța interpupilară; MpD=distanța pupilară pentru ochiul drept; MpS=distanța pupilară pentru ochiul stâng; Vx =distanța vertex (de la corneea la lentilă); HD, HS = înălțimea de montaj; BH = înălțimea ramei; BL = lungimea ramei; Br = puntea nazală; UP = unghiul pantoscopic; UC = unghiul de curbură al ramei

Așa cum se observă din tabelul atașat figurii 5.7, pacientul are asimetrie între cei doi ochi. În plan vertical, diferența dintre centrul pupilar este de 2,4 mm și în plan orizontal este o diferență de 1,1 mm. De asemenea, ochii pacientului nu converg în mod egal, diferența dintre ei fiind de 1,2 mm. Poziționarea centrilor optici ai lentilelor construite pentru pacient trebuie să țină seama de aceste rezultate. Pentru zona de aproape, după cum se observă în imagine, poziția relativă a capului pacientului față de tabletă are o deviație unghiulară spre dreapta, iar abaterea de la perpendicularitatea pe tableta generează erori de măsurare. Pentru distanța de lectură, care este măsurată la 365 mm, se observă că diferențele dintre centrul celor două pupile nu rămân constante în raport cu mișcările globilor oculari și apar diferențe în plan vertical de 2,2 mm și în plan orizontal de 2,1 mm. Construcția lentilei progresive personalizate cere o poziționare cu acuratețe de zecime de milimetru a centrilor optici, în raport cu centrul pupilar ai pacientului.

5.2. Metoda propusă de măsurare și testare

Cu dispozitivul optomecatronic construit, metodologia propusă de măsurare a parametrilor individuali ai pacientului intră în funcțiune după ce s-au achiziționat imaginile

Studiul și perfecționarea unui sistem optomecatronic de măsurare și testare oculară

acestui pentru determinarea parametrilor constructivi specifici zonei de distanță, adică o poză din față și două din lateral.

Pentru zonele de aproape și semidistanță, dispozitivul optomecatronic (inclusiv tableta), așezat pe masa TT-1060, se poziționează în direcție orizontală (lateral), cu ajutorul liniei verticale a reticulului generat de tabletă, care se suprapune pe linia centrelor markerelor centrale și apoi în direcție verticală, cu ajutorul liniei orizontale a acestuia. În vederea poziționării orizontale a dispozitivului, *s-a adăugat un marker pe rama specială* (figura 5.8), în planul de simetrie a ramei de ochelari, deasupra celui central. Centrarea orizontală a dispozitivului este considerată reușită când linia verticală a reticulului generat de tabletă este centrată pe cei doi markeri verticali (figura 5.9).

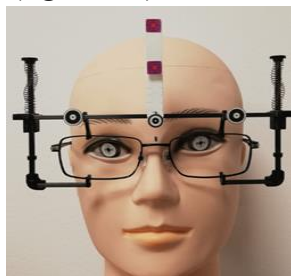


Fig.5.8. Dispozitiv ramă cu markere pentru metoda propusă

Poziția verticală a tabletei se obține cu deplasări succesive, prin comandă manuală, conform metodei prezentate în subcapitolul 4.7, în raport cu înălțimea pacientului.

Distanța corectă standard pentru citit este de 350 mm, la un unghi de 50° , cea pentru laptop este de 450 mm față de pacient, la un unghi de 30° , iar cea pentru monitor este de 650 mm, la un unghi de 15° . Corecția poziției și a privirii pacientului trebuie în permanență gestionată de optometrist. Prelucrarea imaginilor captate, oferă date specifice ale poziției pupilelor pacientului, a tuturor parametrilor optometrici, asigurând o depunere corectă de putere pe suprafața lentilei, astfel încât privirea prin aceasta să fie exact prin zonele de referință, care conferă claritate maximă și acomodare rapidă cu lentilele progresive.

Centrarea verticală se obține prin reglajul fin al poziției tabletei în înălțime, fiind atinsă când linia orizontală a reticulului se suprapune peste centrele markerelor așezați în line orizontală pe rama speciala.

5.3. Calibrarea camerei frontale a tabletei

Deoarece imaginile pacientului, care servesc determinării distanței interpupulare și convergenței asociate cu vederea de aproape și semidistanță, în cele trei cazuri testate, sunt achiziționate cu camera frontală a tabletei, s-au determinat valorile, în milimetri, ale distanțelor dintre punctele imagine, pentru a determina valorile măririi optice în direcție verticală și orizontală, pentru puncte la care se cunosc distanțele în spațiul obiect (real).

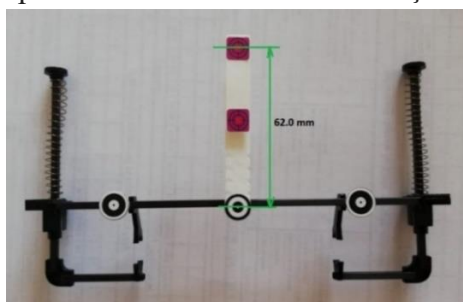


Fig.5.11. Marker suplimentar adăugat pe verticala celui central, la 62 mm deasupra

Studiul și perfecționarea unui sistem optomecatronic de măsurare și testare oculară

În acest scop, a fost adăugat un marker (figura 5.11) pe direcția verticală a celui central, la 62 mm deasupra, în completarea markerilor ceruți de sistemul EYE FIT. Acest marker este plasat în același plan cu cei laterali, spre deosebire de cel central, situat la 40 mm în fața planului ramei de ochelari. Imaginile achiziționate cu camera frontală a tabletei, așezată vertical (paralel cu planul markerelor), la distanța de lucru pentru monitor (649 mm), prin captarea ecranului, au fost procesate cu programul “open source” ImageJ, care permite măsurarea distanței, în pixeli, între două puncte ale imaginii (figura 5.12). Așezarea tabletei fără înclinarea specifică vederii la monitor servește determinării măririi transversal în direcție verticală.

Inițial, se măsoară dimensiunile ecranului, care sunt în raport 16/10, având valorile: $a = 217,5$ mm și $b = 136$ mm, al căror produs verifică aria specificată a ecranului $\sim 295,8$ cm². Cum rezoluția ecranului este de 2560 x 1600 pixeli, densitatea pixelilor pe mm, în direcție orizontală, respectiv verticală este:

$$\text{- Orizontal} \rightarrow \frac{2560}{217,5} = 11,77 \text{ pixeli/mm} ; \quad \text{- Vertical} \rightarrow \frac{1600}{136} = 11,77 \text{ pixeli/mm}.$$

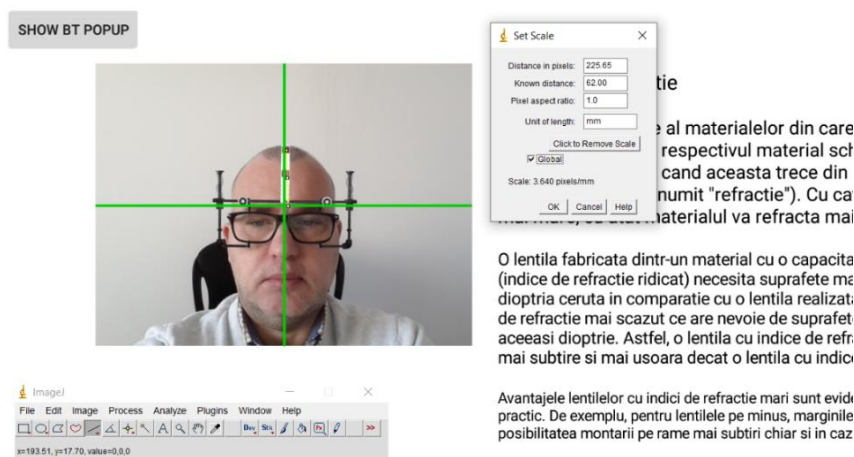


Fig.5.12. Determinarea numărului de pixeli între markerile centrale (vertical), folosind ImageJ, pentru distanța vederii la monitor

Conform figurii 5.12, pentru distanța de 62 mm, pe verticală, între markerile centrale, programul ImageJ a evaluat 225,65 pixeli. Rezultă că imaginea distanței între cele două markere are mărimea $225,65 : 11,77 = 19,17$ mm. Dacă această valoare este raportată la distanța reală, rezultă mărirea transversală a sistemului optoelectronic, în direcția y:

$$\beta_y = \frac{19,17}{-62} = -0,3092 \quad (5.1)$$

Markerile laterale din figura 5.8 sunt situate în planul ramei pacientului, simetric față de mijlocul acesteia și au distanța de 100 mm între ele.

Conform figurii 5.13, pentru distanța de 100 mm, pe direcție orizontală, între markerile extreme, programul ImageJ a evaluat 364 pixeli. Rezultă că imaginea distanței între cele două markere are mărimea $364 : 11,77 = 30,93$ mm.

Dacă această valoare este raportată la distanța reală, rezultă mărirea transversală în direcția x, pentru distanța de lucru la monitor a pacientului:

$$\beta_{xm} = \frac{30,93}{-100} = -0,3093 \quad (5.2)$$

Se observă că mărirea trasversală este, practic, aceeași pe ambele direcții ale imaginii, trebuind menționat faptul că această valoare include atât contribuția optică a camerei care

concentrează fascicolul luminos asupra CMOS-ului miniatural, cât și amplificarea electronică digitală, care determină imaginea afișată pe ecran.

Valoarea măririi transversale rezultată din relațiile (5.1) și (5.2) corespunde distanței pacient-monitor, pentru celelalte poziții, respectiv laptop și lectură, fiind necesare calibrări specifice. În paragraful 5.3 se demonstrează că mărirea β_x nu este influențată de poziția unghiulară a tabletei în raport cu axa x , ci numai de distanța pacient-tabletă.

Conform figurii, distanța între punctele imagine ale markerelor extreme este de 371,23 pixeli, ceea ce corespunde unei dimensiuni în mm: $371,23 : 11,77 = 31,54$ mm. Dacă această valoare este raportată la distanța reală, rezultă mărirea transversală în direcția x , în cazul vederii la laptop:

$$\beta_{xl} = \frac{31,54}{-100} = -0,3154 \quad (5.3)$$

Pentru distanța de lectură (figura 5.15), datorită apropierii pacientului de cameră, mărirea transversal este mai mare. Cu ajutorul ImageJ, s-a determinat că imaginea distanței între markere are lungimea de 375,61 pixeli, ceea ce se transformă în 31,91 mm. Rezultă mărirea transversală la distanța de citit:

$$\beta_{xc} = \frac{31,91}{-100} = -0,3191 \quad (5.4)$$

5.4. Modelul matematic asociat

Programele de determinare a parametrilor optometrici ai pacienților, cum este EYE FIT, identifică pozițiile unor puncte cheie din imaginea captată a feței unui pacient, pe care le livrează sub forma unor dimensiuni specifice, după transformarea unității de imagine – pixel, în unitatea de măsură a dimensiunilor – milimetru. În acest scop, se folosește o ramă-probă cu patru markere, montată peste rama pacientului. Markerele orizontale sunt poziționate la intervale fixe de 50 mm, iar al patrulea marker este situat, în același plan cu cele orizontale, pe verticala markerului central, la 62 mm deasupra acestuia (figura 5.8). Planul celor 3 markeri este situat la 10 mm în fața celui al ramei de ochelari. Pentru succesul determinărilor, imaginea captată trebuie să fie foarte clară și achiziționată în condiții de luminozitate și rezoluție maxime.

Disponerea markerelor este definită în raport cu două plane principale, care intervin în calculul parametrilor optometrici individuali: primul plan, $[\alpha]$, este planul markerelor extreme, iar planul $[\beta]$ este planul lentilelor, adică planul prinderilor ramei de probă. Un al treilea plan principal, perpendicular pe primele, este planul $[\pi]$ de simetrie a capului pacientului (figura 5.16).

Cum utilizarea programului ImageJ pentru determinarea distanțelor între punctele cheie ale imaginii este puțin productivă, o extindere a capacităților EYE FIT, pentru zona de aproape și semidistanță, utilizând metoda și dispozitivul de testare, împreună cu algoritmul de prelucrare pentru zona de aproape, este de așteptat.

În aceste condiții, singura abordare posibilă este echivalarea camerei și sistemului de afișaj ale tabletei cu un sistem optic virtual, care să realizeze, pe un ecran de dimensiunile celui al tabletei, aceeași imagine. Poziția punctului A este determinată prin formula care leagă distanța obiect-imagine (notată cu C) de mărirea transversală, notată cu β [63]. În coordonatele gaussiene, abscisa obiect a sistemului optic este dată de formula:

$$A(C, \beta) = \frac{C}{\beta - 1} \quad (5.5)$$

O observație trebuie făcută și anume că *imaginea electronică a tabletei este dreaptă și, în consecință, imaginea optică rezultată din această schemă este inversată stânga-dreapta și sus-jos, față de imaginea electronică.*

În vederea calibrării, pentru sistemul optic virtual, obiectul este format din patru markere notate cu M0, M1, M2 și M3, primul și ultimul fiind referință pentru centrarea orizontală corectă.

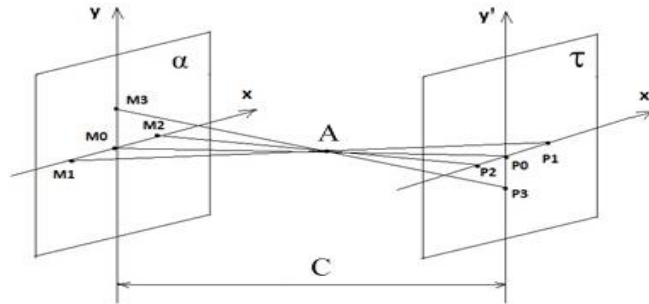


Fig.5.17. Sistemul optic virtual (planul markerelor și cel al tabletei)

Markerele M1, M2 și M3 sunt în același plan vertical [α], iar M0 este proiecția unui marker distanțat, în față, cu 40 mm, servind la determinarea unghiului pantoscopic din fotografiile la distanță, captate din lateral (sistem EYE FIT). M0 este originea triedrului de referință al sistemului optic virtual, în care planul [τ] este planul imagine (figura 5.17).

Conform figurii, segmentele în care punctul A împarte segmentul M0P0 rezultă din asemănarea triunghiurilor:

$$\frac{AP_0}{AM_0} = \frac{P_1P_2}{M_1M_2} = \frac{P_0P_3}{M_0M_3} = |\beta| \quad (5.6)$$

Distanța obiect, AM_0 , se obține din (5.6), prin adunarea numitorului la numărător:

$$\frac{AP_0 + AM_0}{AM_0} = \frac{C}{AM_0} = |\beta| + 1 \quad (5.7)$$

S-a regăsit formula (5.5) cu semn schimbat, datorită mutării originii din A, în M_0 din care rezultă că:

$$AM_0 = \frac{C}{1+|\beta|} \quad \text{și} \quad AP_0 = C - AM_0 = \frac{|\beta|C}{1+|\beta|} \quad (5.8)$$

Pentru rezolvarea problemei inverse, adică determinarea distanțelor din spațiul obiect, când se cunosc cele din planul imagine, fotografiile din față pot servi numai la determinarea acelor puncte care aparțin unor plane paralele sau rotite numai în jurul axei x sau x' .

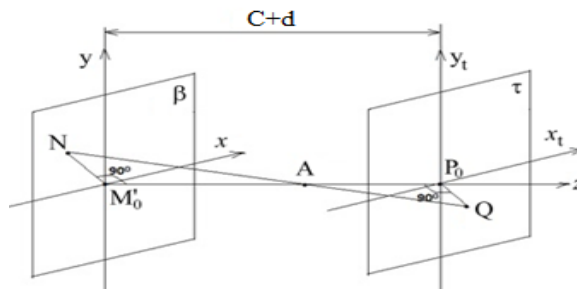


Fig.5.18. Sistemul optic virtual (planul obiect, diferit de cel al markerelor și cel al tabletei)

Situația din figura 5.18 implică plane paralele, în care punctul obiect este $N(x_N, y_N, z_N)$, din planul [β], al ramei de ochelari sau cel tangent ochilor iar $Q(x_Q, y_Q, z_Q)$ este punctul

imagine din planul tabletei, τ . Dacă originea sistemului de referință este în punctul M'_0 , din planul obiect, ecuațiile celor două plane sunt:

$$\text{Planul obiect:} \quad z = 0 \quad (5.9)$$

$$\text{Planul imagine:} \quad z = C + d \quad (5.10)$$

unde d este distanța între planul markerilor și cel a ramei (în cazul ramei ochelarilor, $d=10$ mm).

Dreapta (raza virtuală) care unește punctul obiect cu cel imagine, în spațiu, trece prin punctele A și Q , având ecuația în formă canonică:

$$\frac{x-x_A}{x_Q-x_A} = \frac{y-y_A}{y_Q-y_A} = \frac{z-z_A}{z_Q-z_A} \quad (5.11)$$

Punctul A are coordonatele $x_A = y_A = 0$ și $z_A = AM'_0 = AM_0 + d = \frac{C}{1+|\beta|} + d$, iar $z_Q = C + d$. Punctul N se află la intersecția planului $z=0$ cu dreapta AQ , încât ecuația (5.11) se transformă în:

$$\frac{x_N}{x_Q} = \frac{y_N}{y_Q} = -\frac{\frac{C}{1+|\beta|}+d}{\frac{|\beta|C}{1+|\beta|}} = -\frac{C+d(1+|\beta|)}{|\beta|C} \quad (5.12)$$

Din relația (5.12) rezultă coordonatele punctului N , în funcție de cele ale imaginii sale, Q :

$$x_N = -\frac{C+d(1+|\beta|)}{|\beta|C} \cdot x_Q \quad (5.13)$$

$$y_N = -\frac{C+d(1+|\beta|)}{|\beta|C} \cdot y_Q \quad (5.14)$$

Din ecuațiile (5.11) și (5.12), rezultă că măririle transversale în direcțiile x și y rămân egale:

$$\beta_x = \beta_y = \frac{x_Q}{x_N} = -\frac{|\beta|C}{C+d(1+|\beta|)} \quad (5.15)$$

Se observă că pentru $d=0$, se regăsește mărirea transversală obținută la calibrare.

Modelele dezvoltate până aici au considerat că planul tabletei este paralel cu cel al obiectului (rama cu markere). În toate cele trei cazuri (monitor, laptop și lectură), există unghiuri recomandate de înclinare a ecranului, care sunt luate în considerare în continuare.

Din literatura de specialitate, se cunosc două metode pentru rotirea unui sistem de coordonate mobil, față de un sistem de coordonate fix, care au originea comună. Aceasta se realizează printr-o matrice de rotație, folosind unghiurile lui Euler sau cele ale lui Bryan. Cele din urmă sunt cunoscutele unghiuri de rotație în jurul axelor unui sistem de referință atașat corpului mobil (rului, tangaj și girație), utilizate în dinamica (aero)navelor. În continuare, se utilizează unghiurile Bryan și matricele de transformare omogenă, cunoscute din robotică.

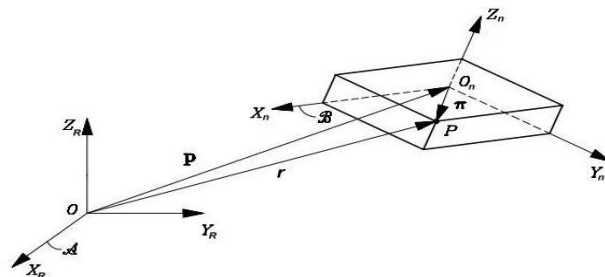


Fig.5.20. Calculul coordonatelor unui punct țintă (P) în sistemul de referință $X_R Y_R Z_R$ în funcție de cel atașat corpului ($X_n Y_n Z_n$) de care aparține P

Studiul și perfecționarea unui sistem optomecatronic de măsurare și testare oculară

In general, poziția triedrului $X_n Y_n Z_n$, în raport cu $X_R Y_R Z_R$ este rezultatul unor translații combinate cu rotații elementare, care se definesc matematic, prin matrice de transformare omogene (MTO), orientarea triedrului mobil față de cea a celui de referință. Coordonatele punctului P (figura 5.20), în sistemul de referință, sunt rezultatul produsului matriceal:

$$\begin{bmatrix} X_R \\ Y_R \\ Z_R \\ 1 \end{bmatrix} = R_{T_n} \cdot \begin{bmatrix} X_n \\ Y_n \\ Z_n \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5.16)$$

De exemplu, translația sistemului mobil, $x_1 y_1 z_1$ cu distanța z , în lungul axei z a sistemului xyz are matricea:

$$xyz T_{x_1 y_1 z_1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.17)$$

O rotație a sistemului mobil, $x_1 y_1 z_1$ în jurul axei x a sistemului xyz are matricea:

$$x_1 y_1 z_1 T_{x_2 y_2 z_2} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & -\sin\alpha & 0 \\ 0 & \sin\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.18)$$

Deplasarea generală a sistemului mobil rezultă din combinația celor elementare, prin înmulțirea matricelor aferente:

$$R_{T_n} = \prod_{m=1}^n (m-1) T_m = 0 T_1 \cdot 1 T_2 \cdot 2 T_3 \dots \quad (5.19)$$

Particularizând coordonata $z_{Qt} = 0$, ecuațiile (5.22) devin:

$$\begin{aligned} x_{QR} &= x_{Qt} \\ y_{QR} &= y_{Qt} \cos\alpha \\ z_{QR} &= y_{Qt} \sin\alpha + C + d \end{aligned} \quad (5.22^*)$$

Ecuațiile (5.22*) arată că rotirea tabletei în jurul axei x nu influențează dimensiunile orizontale ale imaginii ($x_{QR} = x_{Qt}$), în schimb amplifică dimensiunile verticale cu factorul $(\cos\alpha)^{-1}$. Acest lucru nu influențează parametrii urmăriți în cadrul testărilor de aproape și semidistanță, adică distanța interpupilară și convergența.

Cu totul altfel este situația rotirii tabletei în jurul axei z , care poate apărea când tableta este ținută în mână. În acest caz, ecuația (5.21) devine:

$$\begin{bmatrix} x_{QR} \\ y_{QR} \\ z_{QR} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\gamma & -\sin\gamma & 0 & 0 \\ \sin\gamma & \cos\gamma & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & C + d \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_{Qt} \\ y_{Qt} \\ z_{Qt} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5.23)$$

În urma înmulțirii matricelor din (5.23), rezultă:

$$\begin{aligned} x_{QR} &= x_{Qt} \cos\gamma - y_{Qt} \sin\gamma \\ y_{QR} &= x_{Qt} \sin\gamma + y_{Qt} \cos\gamma \\ z_{QR} &= z_{Qt} + C + d \end{aligned} \quad (5.24)$$

Studiul și perfecționarea unui sistem optomecatronic de măsurare și testare oculară

Rezultatul arată că asigurarea poziției orizontale a tabletei este esențială și că aceasta trebuie verificată și reglată inclusiv pe dispozitivul optomecatronic, înainte de a face determinări. În cazul metodei actuale, această deviație unghiulară este dificil de observat cu ochiul liber, tableta fiind ținută în mână de pacient, care împiedică o incidență adecvată a privirii optometristului.

La o rotire cu 3° , se obțin $|\Delta x| = 1,56 \text{ mm}$, respectiv $|\Delta y| = 1,83 \text{ mm}$ și $\Delta_3 = 2,4 \text{ mm}$. *Această abatere este imposibilă la utilizarea dispozitivului și puțin probabilă chiar la captarea imaginii "din mână", deoarece diferența de înălțime a colțurilor tabletei, pe laturile opuse, este vizibilă, având valoarea de 12,7 mm.*

Pentru determinarea distanței interpupulare, în cele 3 poziții de utilizare a dispozitivului, se analizează fotografiile, determinând numărul de pixeli ai segmentului dintre pupilele pacientului și linia de simetrie verticală (figura 5.21).

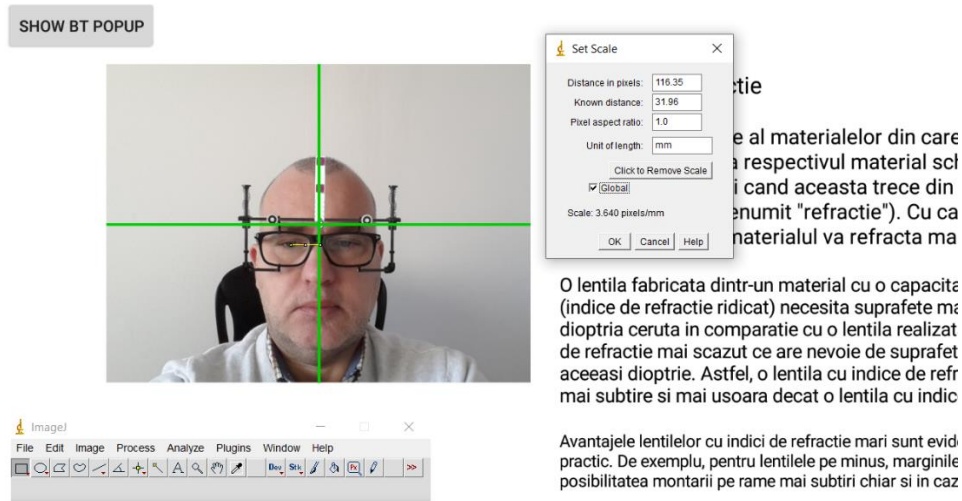


Fig.5.21. Distanța pupilară, în pixeli, măsurată în ImageJ, la ochiul drept (monitor)

În planul imagine, distanța pupilară dreapta măsurată (MpD) este:

$$MpD_{\text{imagine}} = 116,35 \text{ pixeli} / 11,77 \text{ pixeli/mm} = 9,88 \text{ mm.}$$

În raport cu punctele obiect din figura 5.18, pupilele pacientului sunt situate într-un plan paralel cu cel al markerelor, în spatele acestuia, la distanța $d' = l_0 + V_x$ (V_x -distanța vertex a pacientului). Cum distanța între monitor și ochelarii pacientului este de 649 mm, cea dintre ecran și planul markerelor este $C = 639 \text{ mm}$. Știind că pacientul are distanța vertex $V_x = 12,5 \text{ mm}$, iar $d' = 22,5 \text{ mm}$, mărirea transversală a segmentului măsurat în planul imagine este dată de relația (5.15):

$$\beta_m = -\frac{|\beta|C}{C + d'(1 + |\beta|)} = 0,302$$

unde: $|\beta| = 0,3092$ (monitor). Rezultă că distanța pupilară obiect a ochiului drept este:

$$MpD_{\text{obiect}} = MpD_{\text{imagine}} / \beta_x = 9,88 / 0,302 = 32,71 \text{ mm}$$

În planul imagine, distanța pupilară stânga măsurată (MpS) este:

$$MpS_{\text{imagine}} = 108,98 \text{ pixeli} / 11,77 \text{ pixeli/mm} = 9,26 \text{ mm}$$

Rezultă că distanța pupilară obiect a ochiului drept este:

$$MpS_{\text{obiect}} = MpS_{\text{imagine}} / \beta_x = 9,26 / 0,302 = 30,66 \text{ mm}$$

Studiul și perfecționarea unui sistem optomecatronic de măsurare și testare oculară

Distanța interpupilară totală este: $DIP = MpD + MpS = 63,37 \text{ mm}$, valoare foarte apropiată de cea cunoscută de pacient pentru vedere la distanță, $DIP=63 \text{ mm}$.

Pentru determinarea unghiului de convergență, se utilizează schema din figura 5.23. Datorită asimetriei faciale, frecvent întâlnite când se fac măsurări antropometrice, contribuția fiecărui ochi la unghiul de convergență este diferită și necesită măsurarea distanței pupilă – axă de simetrie a nasului, atât pentru ochiul stâng (MpS), cât și pentru ochiul drept (MpD).

Cunoscând cele două distanțe pupilare, pentru ochiul stâng și pentru cel drept, conform figurii 5.23, unghiurile de convergență ale fiecărui ochi sunt:

$$\theta_S = \arctg \frac{MpS}{C+d'} = 2,65^\circ \quad (5.27)$$

$$\theta_D = \arctg \frac{MpD}{C+d'} = 2,83^\circ \quad (5.28)$$

Unghiul total de convergență este:

$$\theta = \theta_S + \theta_D = 5,48^\circ \quad (5.29)$$

În cazul activității la laptop, a fost achiziționată imaginea de la 450 mm, determinându-se distanțele între pupila dreaptă (figura 5.24), respectiv stângă (figura 5.25) și linia verticală de simetrie, în pixeli.

În planul imagine, distanța pupilară dreapta măsurată (MpD) este:

$$MpD \text{ imagine} = 115,06 \text{ pixeli} / 11,77 \text{ pixeli/mm} = 9,78 \text{ mm.}$$

Mărirea transversală a segmentului măsurat în planul imagine este dată de relația:

$$\beta_l = - \frac{|\beta|C}{C + d'(1 + |\beta|)} = 0,304$$

unde: $|\beta| = 0,3154$ (laptop). Rezultă că distanța pupilară obiect a ochiului drept este:

$$MpD \text{ obiect} = MpD \text{ imagine} / \beta_x = 9,78 / 0,304 = 32,16 \text{ mm}$$

În planul imagine, distanța pupilară stânga măsurată (MpS) este:

$$MpS \text{ imagine} = 107,34 \text{ pixeli} / 11,77 \text{ pixeli/mm} = 9,12 \text{ mm}$$

Rezultă că distanța pupilară obiect a ochiului stâng este:

$$MpS \text{ obiect} = MpS \text{ imagine} / \beta_x = 9,12 / 0,304 = 30 \text{ mm}$$

Distanța interpupilară totală este: $DIP = MpD + MpS = 62,16 \text{ mm}$.

Convergența asociată cu trecerea de la distanța de monitor la cea de laptop este:

- Pentru ochiul drept: $MpD_{mon} - MpD_{lap} = 32,61 - 32,16 = 0,45 \text{ mm}$
- Pentru ochiul stâng: $MpS_{mon} - MpS_{lap} = 30,56 - 30 = 0,56 \text{ mm}$

În cazul lecturii și a poziției pentru laptop s-au fost achiziționate imaginile de la 350 mm și de la 450 mm determinându-se distanțele între pupila dreaptă, respectiv stângă și linia verticală de simetrie, în pixeli. S-au determinat distanțele pupilare pentru lectură și laptop ca în exemplul poziției monitor.

6. TESTAREA EXPERIMENTALĂ A DISPOZITIVULUI ȘI METODEI PROPUSE. COMPARAȚIE CU ALTE METODE ȘI MIJLOACE

6.1. Procedura de măsurare cu tableta EYE FIT, ținută în mână

Soluția existentă, bazată pe EYE FIT, un software de achiziție și procesare de imagini, instalat pe o unitate mobilă tip tabletă, care este manevrată manual, ușor de folosit de către optician în cabinetele de optică și optometrie, realizează măsurarea parametrilor individuali ai pacientului. Utilizatorul tabletei, opticianul, trebuie să se poziționeze corect față de pacient pentru a capta imagini clare în vederea măsurătorilor. Poziția opticianului cât și a pacientului, influențează acuratețea măsurătorilor efectuate. *Distanța standard* de la care se pozează pacientul este de **800 mm**, cu tableta ținută paralel cu acesta și perpendicular pe sol. Urmează două poze din profil, făcute pacientului sub un unghi de aproximativ de 25 grade, cu specificația că acesta trebuie să privească înainte (spre infinit), fără să miște capul. Cele trei imagini captate servesc la determinarea parametrilor la distanța ai pacientului.

Poza pentru *măsurătorile de aproape* se face *în picioare*, cu *tableta ținută de către pacient* la distanța de citit a acestuia, *aproximativ 350 mm*. Această soluție, foarte ușor de utilizat și poziționat manual, trebuie îmbunătățită prin captarea imaginii de aproape și semidistanță, la diferite distanțe de lucru, deoarece se limitează la determinarea parametrilor optometrici pentru vederea la distanță și de aproape. În fapt, la vederea de aproape, achiziția imaginii pacientului este realizată prin poziționarea discutabilă, în mâinile pacientului, stând în picioare, ceea ce a provocat un număr considerabil de reclamații (circa 27%).

Totuși, *sistemul EYE FIT fără dispozitiv se rezumă la pozițiile distanță și aproape*, deoarece este imposibilă poziționarea tabletei prin susținerea ei cu ajutorul brațelor, cel puțin la distanța monitor și, posibil la mulți pacienți, la distanța de laptop,

6.2. Procedura de măsurare cu tableta EYE FIT, montată în dispozitiv

Pentru a executa cu mai mare acuratețe măsurătorile pentru aproape la diferite distanțe de lucru, a fost construit dispozitivul optomecatronic de poziționare a tabletei, care asigură repetabilitatea și stabilitatea poziției relative dintre pacient și tabletă, în trei situații de lucru standard: vedere monitor, laptop și lectură. Avantajul unui astfel de sistem vine din eliminarea erorilor de poziționare umane, datorate optometristului sau pacientului din timpul măsurătorilor, deoarece prin utilizarea acestui sistem de poziționare nu mai este nevoie de manevrarea manuală a tabletei, ci aceasta se va face automat cu precizie. Totodată, se elimină și erorile datorate distanței de la pacient la camera tabletei deoarece în timpul măsurătorilor pacientul se va așeza într-o poziție fixă față de ea.

Pentru etapele de determinări necesare vederii de aproape și la semidistanță, pacientul este așezat pe scaunul special, cu posibilitate reglare a înălțimii, și pus să privească spre tableta montată în suportul special, atașat de brațul dispozitivului de poziționare (figura 6.1). Dispozitivul este așezat pe masa TT-1060 (sau una fixă), care are posibilitatea de reglare a poziției pe verticală.



Fig.6.1. Tableta montată în suportul special, atașat brațului dispozitivului

Poziția tabletei trebuie reglată în raport cu înălțimea pacientului, astfel încât să fie cu camera centrată pe markerul din centrul ramei pacientului. Având în vedere cele demonstrate în capitolul 5, privind influența unei posibile înclinări a tabletei printr-o rotație în planul său, se verifică orizontalitatea acesteia ca în figura 6.2.



Fig.6.2. Verificarea orizontalității tabletei

Dispozitivul se pornește prin apăsarea butonului verde (figura 6.3), el reglându-se singur în poziția de start. Se optează pentru distanța de lucru la aproape după discuția cu pacientul și se poziționează tableta corespunzător distanței și înălțimii pacientului (din cele trei butoane albastre și cu săgețile de pe ecranul tabletei, în vederea reglajului fin), așa cum s-a arătat în capitolul 4, care prezintă funcționarea dispozitivului. Se efectuează poza pentru aproape a pacientului (ținând apăsat butonul verde) în poziția de lucru preponderent folosită pe parcursul unei zile de activitate și cu toate imaginile captate, se trece la efectuarea calculului parametrilor individuali.



Fig.6.3. Panoul de comandă a dispozitivului

Dispozitivul se deplasează în cele trei poziții de lucru determinate, în raport cu înălțimea pacientului. Pentru imaginea captată la poziția scris/citit, dispozitivul mută tableta la 350 mm de pacient cu o înclinare de 40 grade față de planul orizontal. Pentru imaginea captată la poziția de laptop, dispozitivul mută tableta la 450 mm de pacient cu o înălțime calculată

conform tabelului 4.1 și un unghi de 60 grade față de planul orizontal al biroului. Pentru imaginea captată la poziția de monitor, care este cea mai depărtată poziție față de pacient, dispozitivul mută tableta la 650 mm de acesta, cu o înălțime, de asemenea calculată în tabelul 4.1 și cu tableta înclinată cu 75 grade față de birou.

6.3. Comparație între rezultatele măsurătorilor realizate cu software-ul EYE-FIT, cu și fără sistemul mecatronic realizat

Pentru o comparație necesară, care demonstrează eficacitatea poziționării corecte a puterilor pe lentile, atunci când se folosește dispozitivul mecatronic, s-a făcut un test cu mai multe măsurători pentru doi pacienți, cu software-ul EYE FIT, în cele două ipostaze de măsurare cu tableta: “în mână” și “montată în dispozitiv”. Ținerea tabletei în mână, atât de către optometrist, pentru imaginea la distanță, cât și de către pacient, pentru imaginea de aproape, îi obligă să capteze imaginile stând în picioare. Pentru poziția de aproape, această poziție nu este cea uzuală activităților asociate cu vederea de aproape, respectiv scris/citit, lucru la calculator.

S-a optat pentru prelucrarea datelor cu tableta prin programul EYE FIT, pentru a putea trage concluzii privind acuratețea rezultatelor în cele două cazuri, prin gradul de repetabilitate a acestora.

S-a folosit tableta și EYE FIT pentru a capta imaginea de aproape a pacientului în poziția “în mână, stând în picioare”, așa cum se execută actualmente măsurătoarea și, la același pacient, a fost captată imaginea de aproape folosind dispozitivul mecatronic construit, în poziția “așezat” (figura 6.4).

Pentru calibrarea dispozitivului echipat cu tableta EYE FIT s-au folosit un manechin, ruletă și șubler pentru a măsura dimensiunile de lucru (figurile 6.5, 6.6 și 6.7). Manechinului i s-au lipit pupile pentru a putea măsura exact distanțele, o ramă de ochelari și s-au efectuat pozele pentru determinarea parametrilor [67]



Fig.6.5. Manechin cu pupile, ramă de ochelari și ramă cu markeri [67]



Fig.6.6. Măsurarea cu șublerul a distanței pupilare a manechinului (64,77 mm) [67]



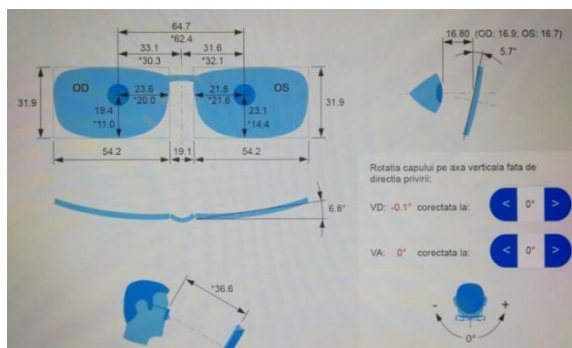
Fig.6.7. Măsurarea cu ruleta a celor trei poziții pentru aproape (350mm/450mm/650mm) a manechinului
Rezultatele obținute la măsurarea dimensiunilor manechinului sunt prezentate în tabelul 6.1.

PARAMETRI	MASURATORI [mm]
Distanța Pupilară [PD]	64.77
Distanța Vertex	OD: 17 / OS: 16.8
Distanța la citit	36.5
Puntea nazală	19.16

Tabel 6.1. Rezultatele măsurătorilor cu șublerul și ruleta a parametrilor manechinului.[67]

Imaginile manechinului au fost achiziționate cu tableta în dispozitiv (figura 6.7) și prelucrate cu programul Eye Fit, conform algoritmilor implementate de firma dezvoltatoare de software – Centwins SRL - București. Testarea inițială a software-ului a fost făcută în laboratoarele lor pe manechin, cât și pe subiecți umani, fără dispozitivul mecatronic de poziționare. În principiu, algoritmurile programului procesează imaginile, izolează punctele cheie legate de markere, poziția pupilelor pacientului și rama aleasă, reușind să contorizeze numărul de pixeli și să-l transforme în distanțe măsurate în milimetri, ca modalitate de măsurare a parametrilor necesari. Măsurătorile pentru manechin s-au efectuat cu șublerul și cu ruleta, iar pentru subiecții umani, s-au folosit rigle și pupildismetre mecanice și electronice, pentru compararea cu rezultatele prelucrării imaginilor. De asemenea s-au măsurat și o serie de rame de ochelari care au fost luate în calcul pentru exactitatea rezultatelor.

După efectuarea măsurătorilor cu Eye Fit, pentru manechin, au rezultat următoarele dimensiuni ai parametrilor optometrici, cu valori foarte apropiate de cele măsurate mecanic (tabelul 6.2).



Dip:	64.7	mm
MpD:	33.1	mm
MpS:	31.6	mm
PpD:	23.6	mm
PpS:	21.8	mm
HD:	19.4	mm
HS:	23.1	mm

BH:	31.9	mm
BL:	54.2	mm
Br:	19.1	mm
Vx:	16.8	mm
VxOD:	16.9	mm
VxOS:	16.7	mm
UP:	5.7	°
UC:	6.8	°

* Dimensiuni pentru vederea la aproape

*Dip:	62.4	mm
*MpD:	30.3	mm
*MpS:	32.1	mm
*PpD:	20.0	mm
*PpS:	21.0	mm
*HD:	11.0	mm
*HS:	14.4	mm

Distanța la citire: *36.5 cm

Tabel.6.2. Rezultatele măsurătorilor cu Eye Fit [67]

Studiul și perfecționarea unui sistem optomecatronic de măsurare și testare oculară

Experimentele cu pacienți au demarat cu o comparație a modului în care cei doi susțin tableta pentru poziția de citit/scriș, dacă stau în picioare. Aș cum se observă din figura 6.8, pentru cei doi pacienți, poziția tabletei are variații ale distanței ochi-tabletă și ale unghiului de înclinare, în funcție de postura pacientului, ceea ce crează o variație a înălțimii canalului de progresie și a convergenței pe fiecare ochi.

În concluzie, poziția fixă adoptată de pacient atunci cnd se folosește dispozitivul, este mai corectă vis-à-vis de uzul lentilei și distribuția puterilor pe suprafața lentilei sunt construite în funcție de mișcările globului ocular pentru aceste distanțe de lucru.

Pentru comparație, s-au făcut cte 20 de determinări fiecărui pacient, pentru vederea de aproape, în varianta actuală, cu tableta ținută în mână, respectiv montată în dispozitiv (figurile 6.9 și 6.10). Rezultatele acestor determinări sunt prezentate în tabelele 6.2 și 6.3.

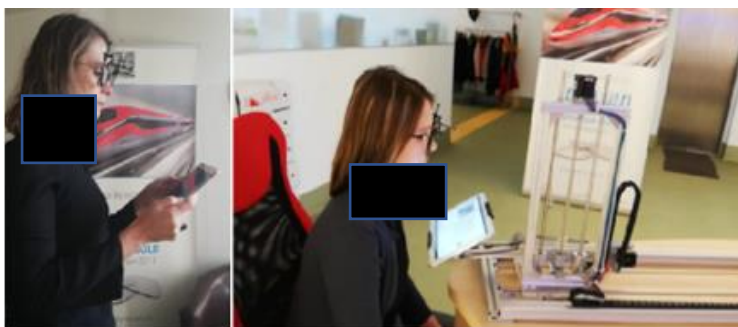


Fig.6.9. Primul pacient: distanța de lectură fără și cu dispozitivul optomecatronic

Nr. Crt.	Distanța de citit (mm)	Înălțime canal progresie OD / OS (mm)	Convergența OD / OS (mm)
1	349	15.6/14.9	1.5/1.2
2	350	15.4/14.6	1.3/1.0
3	343	16.8/16.1	2.0/1.7
4	348	17.5/17.2	1.6/1.3
5	347	17.2/16.7	1.6/1.4
6	350	15.8/15.1	1.5/1.3
7	345	16.3/15.8	1.8/1.5
8	352	15.5/14.8	1.3/1.0
9	346	17.5/16.8	1.9/1.6
10	350	16.1/15.6	1.6/1.4
11	349	15.9/15.4	1.7/1.5
12	351	15.1/14.7	1.4/1.0
13	344	17.0/16.5	1.9/1.6
14	344	17.1/16.7	2.0/1.7
15	348	17.9/17.2	1.8/1.4
16	347	17.8/17.3	1.8/1.6
17	349	16.1/15.8	1.8/1.4
18	350	16.3/16.0	1.7/1.5
19	346	17.0/16.6	2.0/1.7
20	349	16.1/15.9	1.9/1.6

a) fara dispozitiv

Nr. Crt.	Distanța de citit (mm)	Înălțime canal progresie OD / OS (mm)	Convergența OD / OS (mm)
1	342	15.9/15.2	1.9/1.5
2	348	15.3/14.7	1.5/1.2
3	346	15.5/15.0	1.7/1.4
4	340	16.0/15.4	2.0/1.6
5	346	15.5/15.0	1.7/1.4
6	348	15.3/14.7	1.5/1.2
7	342	15.9/15.2	1.9/1.5
8	346	15.5/15.0	1.7/1.4
9	348	15.3/14.7	1.5/1.2
10	346	15.5/15.0	1.7/1.4
11	350	15.1/14.3	1.4/1.1
12	348	15.3/14.7	1.5/1.2
13	348	15.3/14.7	1.5/1.2
14	346	15.5/15.0	1.7/1.4
15	348	15.3/14.7	1.5/1.2
16	342	15.9/15.2	1.9/1.5
17	348	15.3/14.7	1.5/1.2
18	346	15.5/15.0	1.7/1.4
19	350	15.1/14.3	1.4/1.1
20	348	15.3/14.7	1.5/1.2

b) cu dispozitiv

Tabel 6.2. Rezultatele măsurărilor cu tableta pentru primul pacient: a) fără dispozitiv și b) cu dispozitiv

Condițiile și rezultatele măsurătorilor efectuate prezintă variații mai mari la varianta fără dispozitiv (în picioare), decât la cea cu dispozitiv: a) o variație de 22 mm a distanței la citit; 1,6 mm pentru înălțimea canalului de progresie; 0,7 mm diferență de convergență; b) o variație de 8 mm a distanței la citit; 0,8 mm pentru înălțimea canalului de progresie; 0,5 mm diferență de convergență.

Se remarcă lipsa repetabilității rezultatelor în cazul a), unde datele obținute la distanța de 349 mm este diferită de 4 ori, în timp ce în cazul b), toate cele 8 rezultate pentru distanța de 348 mm sunt identice.

În continuare, sunt prezentate rezultatele măsurătorilor pentru parametrii individuali ai zonei de aproape și semidistanță, pentru pacientul George Baboianu, obținute cu dispozitivul optomecatronic construit în acest scop (figurile 6.11, 6.12 și 6.13).



Fig.6.11. Parametrii mășurați în poziția „scris/citit „



Fig.6.12. Parametrii mășurați în poziția „laptop„



Fig.6.13. Parametrii mășurați în poziția „monitor„

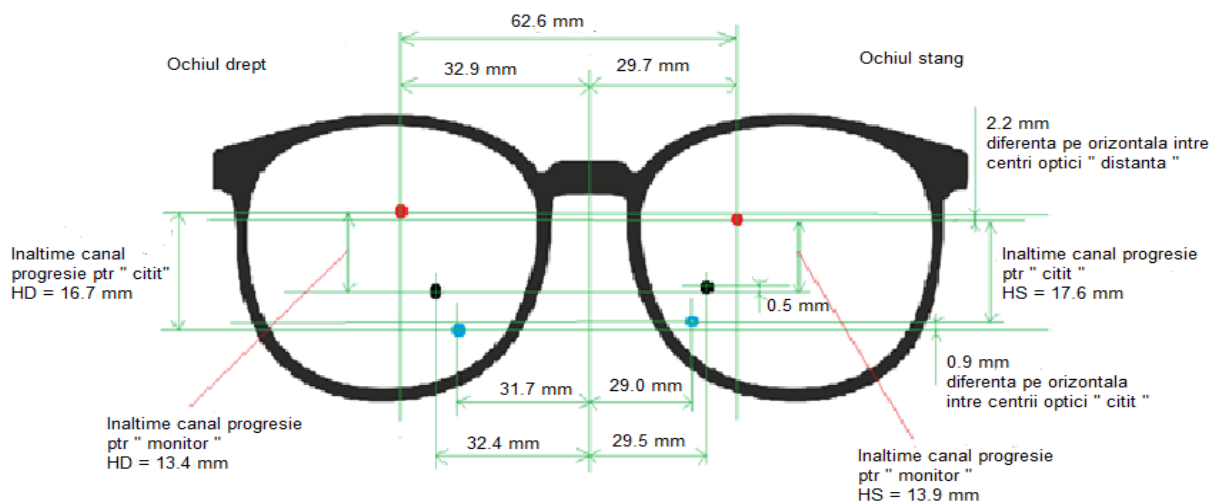


Fig.6.14. Poziționarea parametrilor optometrici în construcția lentilei progresive personalizate – pacient George Baboianu

Pentru completarea determinărilor specifice pacientului G. Baboianu, au fost utilizate capacitățile programului EYE FIT, pentru a poziționa parametrii optometrici specifici pentru construcția lentilei progresive personalizate (figurile 6.14, 6.15 și 6.16). Valorile comparative ale acestora sunt rezumate în tabelul 6.4. *Trebuie precizat că, până la această cercetare, EYE FIT nu a furnizat date privind vederea la distanțele de laptop și monitor.*

DIP infinit	DIP citit EyeFit	DIP citit-dispozitiv	DIP laptop-dispozitiv	DIP monitor-dispozitiv
62.6 mm	60.7 mm	60.2 mm	61.2 mm	61.9 mm
OD 32.9 OS 29.7	OD 31.7 mm OS 29.0 mm	OD 31.3 mm OS 28.9 mm	OD 32.0 mm OS 29.2 mm	OD 32.4 mm OS 29.5 mm
Distanță de lucru	372 mm	356 mm	451 mm	649 mm
Înălțime canal progresie	OD 16.7 mm OS 17.6 mm	OD 16.9 mm OS 17.8 mm	OD 15.3 mm OS 16.0 mm	OD 13.4 mm OS 13.9 mm

Tabel.6.4. Parametrii mășurați pentru aproape în cele trei poziții de lucru – George Baboianu

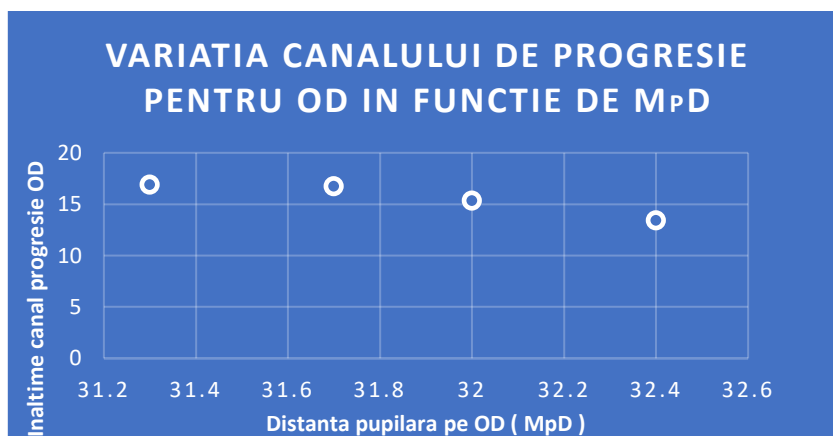


Fig.6.15. Variația înălțimii canalului de progresie în funcție de MpD, pentru OD (ochi drept)

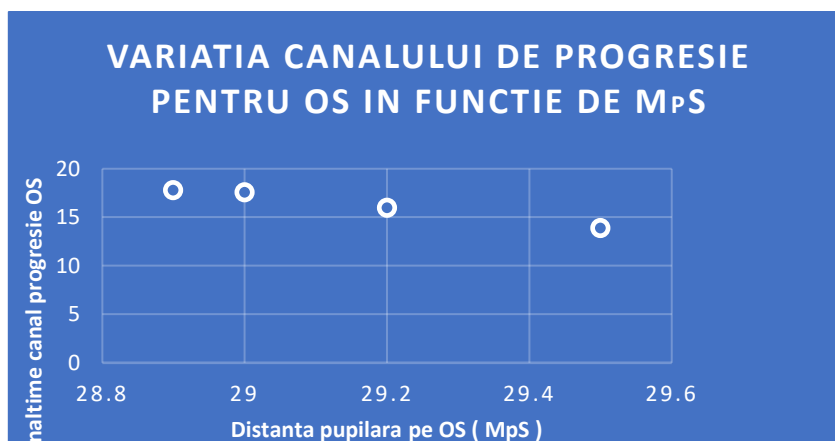


Fig.6.16. Variația înălțimii canalului de progresie în funcție de MpS, pentru OS (ochi stâng)

Din rezultatele măsurătorilor pentru pacientul George Baboianu, se observă o variație a distanței interpupulare DIP, în funcție de distanța ochi-tabletă și de modul de măsurare:

1. Eye Fit, **fără** dispozitiv (poziția “în picioare”) - distanța de “citit” = 60,7 mm
2. Eye Fit, **cu** dispozitiv - distanța de “citit” = 60,2 mm
3. Eye Fit, **cu** dispozitiv - distanța “laptop” = 61,2 mm
4. Eye Fit, **cu** dispozitiv - distanța “monitor” = 61,9 mm

Variația DIP între poziția de “citit” măsurată cu tableta ținută în mână și poziția de “citit” măsurată cu dispozitivul optomecatronic, ambele prin programul Eye Fit este de **0,5 mm**, ceea ce, în mod logic, arată importanța dispozitivului. În plus, acesta este singura alternativă de evaluare a acestor parametri pentru pozițiile “laptop” și “monitor”. Astfel, se poate măsura variația DIP între poziția “citit” și “monitor” prin utilizarea dispozitivului optomecatronic, care este de **1,2 mm**.

O altă concluzie importantă este că înălțimea canalului de progresie variază în funcție de distanța de lucru a pacientului, astfel:

1. Eye Fit, **fără** dispozitiv - distanța de “citit” – OD = 16.7 mm/ OS = 17.6 mm
2. Eye Fit **cu** dispozitiv - distanța de “citit” – OD = 16.9 mm/ OS = 17.8 mm
3. Eye Fit **cu** dispozitiv - distanța “laptop” - OD = 15.3 mm/ OS = 16.0 mm
4. Eye Fit **cu** dispozitiv - distanța “monitor” - OD = 13.4 mm/ OS = 13.9 mm

Variația înălțimii canalului de progresie între poziția de “citat” măsurată cu Eye Fit și poziția “citat” măsurată cu dispozitivul optomecatronic este pentru OD = **0,2 mm** și OS = **0,2 mm**.

O altă informație, indisponibilă până la realizarea dispozitivului este variația înălțimii canalului de progresie între poziția “citat” și cea “monitor”, măsurată cu dispozitivul optomecatronic având valorile pentru OD = **3,3 mm** și OS = **3,7 mm**.

Experimentarea a implicat măsurători pe un număr de 30 persoane, în primul rând cu efectuarea pozei de aproape din poziția “în picioare”, așa cum se face actualmente măsurătoarea parametrilor de aproape ai pacientului. Apoi, pentru fiecare persoană s-a utilizat dispozitivul construit, pentru a putea face măsurătorile din poziția “așezat”, cu poziționarea tabletei în cele trei poziții de lucru stabilite. În continuare, sunt prezentate valorile măsurate pentru trei subiecți, care au asimetrii mai mari și necesită construcție de lentilă progresivă personalizată.

Rezultatele măsurătorilor, care au fost prezentate, precum și cele care nu au semnalat asimetrii importante, au pus în evidență necesitatea dispozitivului optomecatronic conceput pentru realizarea corectă a progresiei de putere optică a lentilei progressive, în zonele de vedere la “aproape” și semidistanță.

6.4. Verificarea rezultatelor prin măsurători realizate cu alte dispozitive de evaluare a parametrilor individuali

Tableta Eye Fit a fost utilizată pentru testarea unui număr de aproximativ 30 de persoane, cu diferite vârste și activități de lucru, observându-se diferențe de poziționare a proiecției pupilare, la schimbarea distanței de lucru în zona de aproape.

Pentru început, subiectul de testare a parametrilor individuali a fost autorul tezei, folosind mai multe sisteme existente de calcul și procesare a imaginilor – Essilor, Zeiss, Hoya și bineînțeles EYE FIT. S-a demarat cu măsurarea distanței interpupulare (DIP) la infinit, cu un pupildimetru digital, care are capacitatea de a măsura și pe intervalele ochiului drept și al ochiului stâng.



Fig.6.26 Distanța interpupilară măsurată cu pupildimetrul electronic (George Baboianu)

După cum se observă din figura 6.26, distanța interpupilară a subiectului este de 63 mm, cu specificația că intervalul ochiului drept măsoară 33 mm, iar intervalul ochiului stâng are 30 mm. Aceste valori definesc o asimetrie importantă, de circa 5%, încât, la determinarea restului parametrilor individuali, trebuie acordată o atenție specială.

Folosind tableta de la firma Zeiss, au fost făcute doar două poze, una din față cu tableta ținută paralel cu pacientul de la aproximativ 800 mm și cea de a doua din lateral, la un unghi de 90 grade. Nu a fost făcută poza de aproape. Înălțimea canalului de progresie și convergența nu sunt măsurate cu acest dispozitiv. După cum se observă în figura 6.27, sunt măsurați doar parametrii pentru distanță și dimensiunile ramei de ochelari. Se poziționează pe

Studiul și perfecționarea unui sistem optomecatronic de măsurare și testare oculară

poza captată o lentila care are marcat cercul de citit și prin încadrarea lui în rama ochelarilor, se determină înălțimea canalului de progresie al lentilei ce urmează a fi comandată (fig. 6.28).

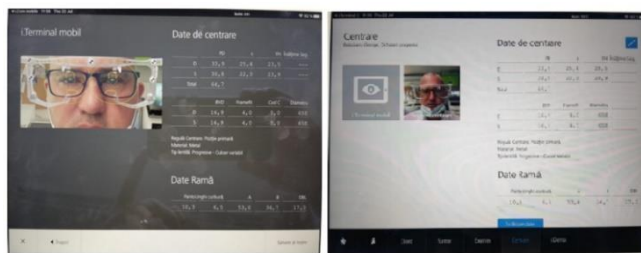


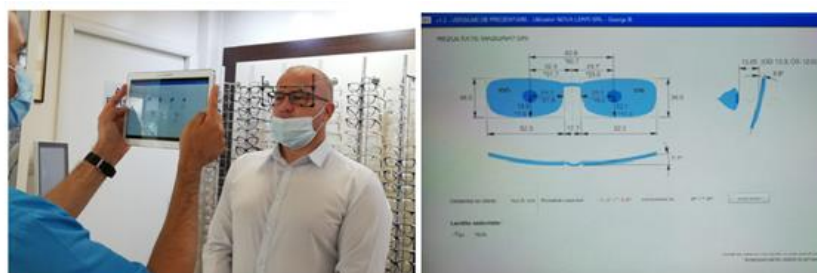
Fig.6.27 Parametrii mășurați cu tableta Zeiss

Cu tableta de la Hoya, s-au făcut două poze, din față și profil (figura 6.30). Software-ul asociat evaluează parametrii individuali la distanță, iar înălțimea canalului de progresie se alege în funcție de mărimea ramei, de puterea dioptică a pacientului, de adicție și se ia în considerare și ce înălțime de canal de progresie a purtat anterior.



Fig.6.30 Parametrii mășurați cu tableta Hoya

Pentru comparație, a patra măsurătoare a parametrilor autorului, a fost făcută cu tableta Eye Fit de la firma Nova Lenti, adică aceea folosită de autor, în activitatea curentă. Măsurătorile au fost făcute în cabinetul medical, de către o persoană calificată. A achiziționat prima imagine din față, de la o distanță de aproximativ 800 mm, două imagini din profil, stânga și dreapta și una de aproape cu tableta ținută în mână, în poziția - în picioare. Tableta Eye Fit calculează toți parametrii individuali pentru distanță, pentru aproape și cei ai ramei de ochelari. Măsurătorile făcute cu aceasta sunt cele mai cuprinzătoare pentru construirea lentilelor progresive înalt personalizate (figura 6.31).



Dip:	62.6	mm	BH:	36.0	mm	* Dimensiuni pentru vederea la aproape		
MpD:	32.9	mm	BL:	52.3	mm	*Dip:	*60.7	mm
MpS:	29.7	mm	Br:	17.7	mm	*MpD:	*31.7	mm
PpD:	24.1	mm	Vx:	13.65	mm	*MpS:	*29.0	mm
PpS:	20.5	mm	VxOD:	15.3	mm	*PpD:	*21.8	mm
HD:	19.9	mm	VxOS:	12.0	mm	*PpS:	*19.2	mm
HS:	22.1	mm	UP:	9.8	*	*HD:	* 3.2	mm
			UC:	7.1	*	*HS:	* 4.5	mm
								Distanta la citire: * 37.2 cm

Fig.6.31 Parametrii masurati cu tableta Eye Fit

Studiul și perfecționarea unui sistem optomecatronic de măsurare și testare oculară

Legendă: Dip = distanța interpupilară; MpD = distanța interpupilară ptr ochiul drept; MpS = distanța interpupilară ptr ochiul stâng; Vx = distanța vertex (de la corneea la lentilă); HD, HS = înălțimea de montaj; BH = înălțimea ramei; BL = lungimea ramei; Br = punte nazală; UP = unghiul pantoscopic; UC = unghiul de curbura al ramei

PARAMETRI INDIVIDUALI	MĂSURĂTORI [mm] ZEISS	MĂSURĂTORI [mm] ESSILOR	MĂSURĂTORI [mm] HOYA	MĂSURĂTORI [mm] EYE FIT/ Nova Lenti
Distanța interpupilară [DIP]	64,7	65,4	63,8	62,6
Distanța pupilară [MpD/MpS]	OD: 33,9 / OS: 30,8	OD: 33,5 / OS: 31,9	OD: 34,3 / OS: 29,5	OD: 32,9 / OS: 29,7
Înălțime montaj	OD: 25,4 / OS: 22,3	OD: 20,8 / OS: 21,3	OD: 23,3 / OS: 24,3	OD: 19,9 / OS: 22,1
Puntea nazală	17.3	17.2	16.5	17.7
Lungime anou	53.0	52.9	53.9	52.3
Înălțime anou	36.7	36.9	36.6	36.0
Unghi pantoscopic	10.3 grd	7 grd	9.3 grd	9.8 grd
Rază curbura ramă	6.5 grd	4 grd	6.1 grd	7.1 grd

Tabel 6.12 Comparație a rezultatelor măsurătorilor efectuate cu cele patru tablete

Din analiza parametrilor prezentați în tabelul 6.12, măsurați cu cele patru dispozitive, se poate observa care măsurătoare este mai aproape de cea executată cu pupildimetrul, aparat cu care se determină cu cea mai mare acuratețe distanța interpupilară, respectiv tableta Eye Fit. Fiecare tabletă are particularitățile ei, pentru calculul parametrilor, fiecare tabletă captează un număr de poze din diverse poziții ale pacientului, corespunzător algoritmurilor pe care se întemeiază software-ul propriu, în vederea determinării parametrilor individuali care servesc la construcția lentilelor progresive personalizate, pentru pacienții care au asimetrii faciale și nu pot purta o lentilă standard.

7. CONCLUZII. ÎNDEPLINIREA OBIECTIVELOR. DIRECȚII DE CERCETARE VIITOARE

Activitățile cotidiene, cu rată de înaltă de evoluție, digitalizarea accentuată și dezvoltarea tehnologică, fac din purtătorul de ochelari o persoană exigentă, cu pretenții de performanță privind lentilele și tratamentele aplicate pe suprafețele lor, pentru protecție. Trebuie specificat faptul că numeroase persoane au asimetrii faciale ieșite din zona standard, având nevoie de ochelari cu lentile construite special, corespunzător parametrilor anatomici, astfel încât purtarea ochelarilor să aducă beneficii vizuale.

Specialiștii în optică execută actul de consult la standarde ridicate, cu ajutorul dispozitivelor digitale evaluate, pentru o soluție corectă în raport cu optometria comportamentală personalizată a pacientului. Soluțiile agreeate sunt în concordanță cu activitățile preponderente și cu parametrii optometrici măsurați.

Dispozitivele digitale de măsurare și control sunt în continuă dezvoltare, testare și cercetare, ajungând la performanțe care garantează zecimea de mm. Furnizorii de lentile din piața de optică, dezvoltă soluții diferite de testare pentru rezultate maxime. Pentru o imagine

clară și o percepție corectă a obiectelor privite, centrele optice a lentilelor progresive trebuie construite perfect pe proiecțiile pupilare ale ochilor. Orice abatere a parametrilor în construcția lentilei, produce pacientului o imagine neclară și un disconfort în purtarea ochelarilor. Cea mai cunoscută aberație, formată pe suprafața lentilei, este aberația prismatică, ce face ca imaginea obiectului privit să fie difuză, provocând amețelă și durere resimțită în globii oculari. Această aberație apare atunci când se poziționează incorect parametrii optometrici în construcția ochelarilor, fiind imperios necesară montarea corectă a lentilelor, în proiecțiile pupilare ale pacientului cu respectarea strictă a DP și a înălțimii canalului de progresie.

Pentru a avea rezultate precise ale parametrilor constructivi ai lentilelor, firmele furnizoare de produse optice au dezvoltat numeroase dispozitive de măsurare. Cele mai performante aparate se regăsesc și în cabinetele de optică din România, acestea fiind dispozitive statice – fixe, sau mobile – tablete, care au în componență software-uri speciale de măsurare a parametrilor optometrici ai pacientului. Imaginile captate de aceste dispozitive, sunt procesate, fiecare pixel este evaluat și transformat în unitate de lungime – mm. . Una dintre situațiile care pun probleme de măsurare dispozitivelor, ar fi poziția pacientului pentru activitățile de lucru la aproape și semidistanță. În cadrul tezei, s-a demonstrat că dispozitivele existente nu au în componență o astfel de poziționare a pacientului pentru zona de aproape și semidistanță, cu distanțe clare de lucru (350 mm, 450 mm, 650 mm) – citit, laptop, monitor. Dispozitivele aflate la furnizorii de lentile au, pentru aproape, facilitatea efectuării unei singure măsurători efectuată în poziția „în picioare” a pacientului, ceea ce din punct de vedere al similitudinii cu condițiile de utilizare în decursul unei zile de lucru, are o probabilitate infimă, în munca de birou. Prin urmare, determinarea parametrilor pentru construcția ochelarilor progresivi, în condiții diferite de cea de activitate, poate conduce la abateri de măsurare, care depășesc o zecime de mm. Parametrii individuali sunt introduși în prelucrarea și depunerea de putere pe suprafața lentilei progresive, iar abaterea cu mai multe zecimi de mm, crează disconfort pentru purtător. Această situație implică o măsurătoare exactă, pentru o vedere clară.

Ochelarii cu lentile progresive, conform statisticilor, se folosesc în peste 90% din cazuri, stând în poziția „așezat”. La construcția dispozitivului optomecatronic s-a ținut seama de aceste aspecte și de acoperirea unei nișe nerezolvate de sistemele actuale, măsurând parametrii individuali ai pacientului, pentru cele trei distanțe de lucru (citat, laptop, monitor) cu precizie și repetabilitate.

S-a dovedit că testarea pacientului în poziția “așezat” în fața dispozitivului optomecatronic, la distanțe fixe de lucru, ajută la captarea cu mai multă precizie a imaginilor, implicit a pozițiilor pupilare pentru o construcție corectă a lentilelor progresive. Din capturile imaginilor efectuate pe subiecți participanți la testare, s-a observat faptul că repetabilitatea și acuratețea măsurărilor este net superioară atunci când se folosește dispozitivul optomecatronic.

În concluzie, dispozitivul optomecatronic construit ajută la a executa măsurători mai exacte pentru aproape și semidistanță, vis-a-vis de postura pacientului așezat la distanță fixă, specifică poziției de lucru la birou.

7.1. Îndeplinirea obiectivelor

Dispozitivul optomecatronic este conceput și realizat, funcționând în parametrii propuși, respectiv trei grade de libertate pentru poziționarea tabletei în funcție de

înălțimea pacientului, la distanțe prestabilite, în funcție de activitatea de lucru a acestuia – lectură, laptop, monitor (350 mm, 450mm, 650 mm).

Necesitatea dispozitivului a fost demonstrată prin măsurători repetate asupra mai multor subiecți, că **există diferențe de poziționare a centrilor optici** pe lentila progresivă, care crează probleme de acomodare, atunci când nu sunt luate în calcul sau nu sunt măsurate corect. **Măsurătorile parametrilor optometrici ajută la realizarea unei lentile progresive personalizată pentru pacientul cu asimetriei faciale și activitate de lucru la aproape**, unde trebuie să cuprindă mai multe distanțe. Dacă nu se obține o bună poziționare a centrilor optici ai lentilei, se formează aberații prismatică pe suprafața ei, cu consecințe privind claritatea imaginii. Aberațiile apărute datorită unor măsurători inexacte, sunt cu atât mai mari pe suprafața lentilei cu cât pacientul poartă o dioptrie mai mare. **Testele făcute pe diferiți subiecți au arătat o constanță a distanțelor de lucru, cât și a rezultatelor măsurătorilor parametrilor optometrici. Dimensiunile măsurate sunt de ordinul zecimilor de milimetru, corecte din punctul de vedere al standardelor de montaj ale lentilelor progresive.** În capitolele tezei, s-a argumentat **necesitatea folosirii unui astfel de dispozitiv de măsurare pentru determinarea cu mai multă acuratețe a parametrilor** pentru o construcție a unei perechi de ochelari cu lentile progresive personalizate care confera claritate și confort.

Dispozitivul a fost analizat din punct de vedere mecanic, electric și electronic, fiind dimensionat conform standardelor de proiectare. Comenzile și acționarea electrică **funcționează corespunzător**, dispozitivul fiind conceput pentru a fi **folosit în cabinetele medicale la măsurarea parametrilor individuali ai pacientului**, la **distanțele** recomandate de lucru, **reglabile în funcție de dimensiunile pacientului.**

7.2. Contribuții personale și gradul de originalitate

Întreaga teză stă sub semnul unei abordări multidisciplinare, în care cerințele de calitate din domeniul optometriei sunt rezolvate cu mijloacele ingineriei de mecanică fină și mecatronică, având în vedere conexiunea acestora cu optometria, prin intermediul opticii tehnice.

O primă contribuție personală este **conceptul de a măsura parametrul optometrici ai pacientului pentru aproape și semidistanță (citit, laptop, monitor)**, folosiți în construcția lentilei progresive, astfel încât să se obțină ochelari confortabili și corect construiți, fără probleme de adaptare.

Această **idee** este rezultatul unei practici de specialitate, în care, **observarea efectelor negative ale unor parametri incorect determinați**, a fost **fundamentată**, în teză, **pe un studiu al metodelor și mijloacelor de măsurare a acestor parametri, la nivel mondial**

Construcția dispozitivului optomecatronic de poziționare a tabletei în spațiul de lucru, cu software-ul EYE FIT de măsurare a parametrilor individuali, **pentru zona de aproape, unde dispozitivele existente pe piață, sunt deficitare**, este un **concept nou și singular** în piața de optică din România. Nu există la ora actuală în nici un cabinet de optică un dispozitiv de măsurare care să poziționeze pacientul “așezat” și se efectueze capturi de imagine pentru zona de aproape în vederea prelucrării lor. Calculul măsurătorilor pentru zona de aproape, cu toate dispozitivele de măsurare se efectuează în poziția “în picioare” – incorectă pentru folosința ochelarilor cu lentile progresive.

Pentru utilizarea optimă a dispozitivului, au fost calculate coordonatele poziției centrului tabletei, în funcție de înălțimea pacientului și oferite tabelar, în intervalul 150-200 cm, cu rația 10. Datorită variației liniare, coordonatele verticale de poziționare la valori intermediare ale înălțimii pacientului pot fi calculate rapid prin interpolare liniară.

Utilizând dispozitivul optomecatronic construit, **s-a reușit efectuarea de măsurători clare pentru mișcările globilor oculari în pozițiile de lucru, pentru o mai adecvată depunere de putere pe suprafața lentilei, care să țină seama de aceste mișcări.** Construcția lentilei, la care puterile sunt corelate cu zona de privire a obiectelor apropiate, duce la o adaptare mai ușoară cu ochelarii progresivi și face percepția imaginilor foarte clară.

Ca originalitate, **acest dispozitiv optomecatronic, singurul existent în acest moment, poziționează o tabletă pentru cele trei distanțe de lucru la birou și efectuează măsurătorile în funcție de acestea, determinând mișcările globilor oculari și poziția proiecțiilor pupilare ale pacientului prin lentile, cu mare acuratețe.**

Pentru confirmarea teoretică a rezultatelor, **s-a dezvoltat un model geometric al corespondenței obiect-imagini, care include mărirea transversală globală a tabletei, optică și electronică.** Acest model a fost verificat cu un software diferit de EYE FIT, care confirmă utilitatea sa, prin rezultatele obținute cu datele optometrice ale autorului, rezultate din imagini.

Rezultatele cercetărilor au fost diseminate, pe parcursul elaborării tezei, prin publicațiile:

1. G. Baboianu, C. Nitu, C.D. Comeaga, *Current State of Anthropometric Parameters Measurement with Relevance for Advanced Lens Optometric Compensation*, Proc. of the Intl. Conf. of Mechatronics and Cyber-MixMech., pp. 138-148, September 2018.
2. G. Baboianu, C. Nitu, C.D. Comeaga, *Processing of captured digital images for measuring the optometric parameters required in the construction of ultra-personalized special lenses*, Proc. of the Intl. Conf. of Mechatronics and Cyber-MixMech., September 2019.
3. G. Baboianu, Niță I.E, C.D Comeagă, *Measurement of anthropometric parameters using opto-mechatronic positioning system*, The 12 International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering – March 25-27, 2021.

7.3. Direcții viitoare de cercetare

Dispozitivul optomecatronic construit este un model experimental și sunt câteva aspecte de îmbunătățit, mai ales în privința gabariturii, el fiind construit din profile de aluminiu cu lungimi mari, care să acopere eventuale valori neprevăzute ale curselor. De asemenea, o problemă de rezolvat ar fi și posibilitatea ajustării pe înălțime a aparatului, cu picioare reglabile, pentru o mai facilă poziționare în fața pacientului, dacă se elimină masa TT-1060, care constituie un cost suplimentar, dacă nu există în cabinet.

Materialele din care se poate construi acest dispozitiv pot fi mai prietenoase cu mediul și de asemenea se poate opta pentru o formă și un design marketizat și ergonomic, specific dotărilor din cabinetul medical.

Acest dispozitiv se poate construi pentru a executa pozele pacientului pentru toate distanțele, cu exactitate mare în măsurători și calcule, cu încorporarea unor senzori de mișcare și de detecție a fizionomiei pacientului, cu camere mai performante pentru captarea imaginilor și nu în ultimul rând, motoare mult mai silențioase și performante.

Dispozitivul ar putea fi complet detașat de software-ul EYE FIT, prin cercetarea aplicabilității modelului camerei pentru vederea la distanță, sau dezvoltarea altui model.

BIBLIOGRAFIE

1. Dumitrescu N., *Bazele opticii fiziologice*, Ed. Politehnica, București, 1991.
2. Flitcroft DI., *The Complex Interactions of Retinal, Optical and Environmental Factors in Myopia Aetiology*. Prog Retin Eye Res 2012;31:622–60.
3. Grupul de experți în pierderea vederii din cadrul studiului Global Burden of Disease. *Cauzele orbirii și deficiențelor de vedere în 2020 și tendințe peste 30 de ani: evaluarea prevalenței orbirii evitabile în raport cu „VIZIUNEA 2020: dreptul la vedere”*. Lancet Global Health 2020. doi.org/10.1016/S2214-109X(20)30489-7.
4. Grupul de experți în pierderea vederii din cadrul studiului Global Burden of Disease. *Tendințe în prevalența orbirii și a tulburărilor de vedere la distanță și aproape de peste 30 de ani: o analiză pentru Studiul Global Burden of Disease*. Lancet Global Health 2020. doi.org/10.1016/S2214-109X(20)30425-3.
5. Fricke, TR, Tahhan N, Resnikoff S, Papas E, Burnett A, Suit MH, Naduvilath T, Naidoo K., *Prevalența globală a prezbiopiei și afectarea vederii din cauza prezbiopiei necorectate*; revizuire sistematică, meta-analiză și modelare, oftalmologie. 9 mai 2018.
6. Grosvenor T., *Primary Care Optometry* 5th ed. Philadelphia: Butterworth Heinemann Elsevier; 2007.
7. <https://www.statista.com/statistics/711514/individuals-who-wear-spectacles-in-selected-european-countries/> , *Pagină vizitată la data de 03.04.2021*
8. Mutti DO, Zadnik K., *Is Computer Use a Risk Factor for Myopia?* J Am Optom Assoc 1996;67:521–30.
9. Ciuffreda KJ, Vasudevan B., *Nearwork-induced Transient Myopia (NITM) and Permanent Myopia—Is There a Link?* Ophthalmic Physiol Opt 2008;28:103–14.
10. Winawer J, Wallman J., *Temporal Constraints on Lens Compensation in Chicks*. Vision Res 2002;42:2651–68.
11. Fowler CW, Sullivan CM. A comparison of three methods for the measurement of progressive addition lenses. Ophthalmic Physiol Opt. 1989;9:81Y85.
12. Fowler CW, Sullivan CM. Automatic measurement of varifocal spectacle lenses. Ophthalmic Physiol Opt. 1990; 10:86Y89.
13. Ting PW, Schmid KL, Lam CS, et al., *Objective real-time measurement of instrument myopia in microscopists under different viewing conditions*. Vision Res. 2006;46: 2354Y2362.
14. T. L. Alvarez, E. H. Kim, and B. Granger-donetti, “Adaptation to Progressive Additive Lenses : Potential Factors to Consider,” no. April, pp. 1–14, 2017.
15. <https://www.grandviewresearch.com/industry-analysis/prescription-lens-market/segmentation> , *Pagină vizitată la data de 04.04.2021*
16. <https://www.maximizemarketresearch.com/market-report/global-optical-lenses-market/62768/> , *Pagină vizitată la data de 04.04.2021*
17. <https://datareportal.com/reports/digital-2020-romania> , *Pagină vizitată la data de 04.04.2021*
18. Gresset J., *Subjective evaluation of a new multi-design progressive lens*. J Am

- Optom Assoc 1991;62:691–8.
19. Stengel-Rutkowski S., Schimanek P., (1985), *Chromosomalemed nicht chromosomale dysmorphie syndrome*, Enke Verlag, Stuttgart
 20. Rosenfield M., *Computer Vision Syndrome: A Review of Ocular Causes and Potential Treatments*. Ophthalmic Physiol Opt 2011;31:502–15.
 21. Armstrong RA., *When to Use the Bonferroni Correction*. Ophthalmic Physiol Opt 2014;34:502–8.
 22. Sullivan CM and Fowler CW. Grating visual acuity testing as a means of psychophysical assessment of progressive addition lenses. Optom Vis Sci 1989;66:565-72.
 23. Blehm C, Vishnu S, Khattak A, et al. Computer Vision Syndrome: A Review. Surv Ophthalmol 2005;50:253–62.
 24. Gratton I, Piccoli B, Zaniboni A, et al. Change in Visual Function and Viewing Distance during Work with VDTS. Ergonomics 1990;33:1433–41.
 25. G. Baboianu, C. Nitu, C.D. Comeaga, *Current State of Anthropometric Parameters Measurement with Relevance for Advanced Lens Optometric Compensation*, Proc. of the Intl. Conf. of Mechatronics and Cyber-MixMech., pp. 138-148, September 2018.
 26. Jalie, M. (1977): *The Principles of Ophthalmic Lenses*. 3 Edn. Hazell Watson and Viney Ltd, Aylesbury, Bucks, 512pp.
 27. Băcescu D. *Optică Aplicată. Analiza și sinteza componentelor*. Editura MEDRO București 2004.
 28. Yeow PT, Taylor SP. *Effects of Short-term VDT Usage on Visual Functions*. Optom Vis Sci 1989;66:459–66.
 29. Fannin TE, Grosvenor T. *Clinical Optic*. 2nd ed. Boston, MA: Butterworth-Heinemann; 1996;67Y73, 214Y230.
 30. Y. Tang, Q. Wu, L. Qian, and L. Liu, *Design of personalized progressive addition lenses*, Optics and Prec. Eng., vol. 20, pp. 2638-2644, December 2012.
 31. Sheedy JE, Buri M, Bailey IL, et al. *Optics of progressive addition lenses*. Am J Optom Physiol Opt 1987;64:90-9.
 32. Sullivan CM and Fowler CW. Analysis of a progressive addition lens population. Ophthalmic Physiol Opt 1989;9:163-70.
 33. Sullivan CM, Fowler CW. Reading addition analysis of progressive addition lenses. Ophthalmic Physiol Opt. 1991; 11:147Y155.
 34. Uemura T, Arai Y, Shimazaki C. *Eye-head coordination during lateral gaze in normal subjects*. Acta Otolaryngol 1980;90:191-8.
 35. Selenow A, Bauer EA, Ali SR, et al. *Assessing visual per-formance with progressive addition lenses*. Optom Vis Sci 2002;79:502-5
 36. <https://www.slideshare.net/GauriSShrestha/progressive-addition-lens1> , Pagină vizitată la data de 04.04.2021
 37. J. Forkel, J.L. Reiniger, A. Muschielok, A. Welk, and A. Seidemann, *Personalized Progressive Addition Lenses: Correlation between Performance and Design* , *Optometry and Vision Science*, vol. 94, issue 2, pp. 208-218, February 2017.
 38. Pedrono C, Obrecht G, Stark L. *Eye-head coordination with laterally “modulated” gaze field*. Am J Optom Physiol Opt 1987;64:853-60.

39. A. K. Mok, C. S. Chung, and T. W. Kwok, *A simple clinical test for perception of progressive addition lens peripheral image blur. A pilot study*, vol. 4, no. 1, pp. 30–34, 2011.
40. M. H. Edwards, R. W. Li, C. S. Lam, J. K. Lew, and B. S. Yu, *The Hong Kong Progressive Lens Myopia Control Study: Study Design and Main Findings*, vol. 43, no. 9, pp. 2852–2858, 2002.
41. S. W. F. Hons, *Optometry Progress in the spectacle correction of presbyopia . Part 1: Design and development of progressive lenses*, pp. 240–250, 2008.
42. Băcescu D. *Metode informatice avansate în optică și optometrie*. UPB Note de curs 2018
43. Imagimi captate din software-ul de comanda lentile Ital-online, software detinut de compania S.C. Nova Lenti S.R.L. – Bucuresti.
44. C. Kee, T. W. Leung, K. Kan, and C. H. Lam, *Effects of Progressive Addition Lens Wear on Digital Work in Pre-presbyopes*, vol. 0, no. 0, pp. 1– 11, 2018.
45. <https://opticampus.com/tolerante> la montajul lentilelor aeriene, Pagina vizitata in data 05.04.2021
46. <https://jysk.ro/blog/pozitia-corecta-la-birou-sfaturi-pentru-o-postura-sanatoasa>, Pagina vizitata in data 05.04.2021
47. Benedetto S, Draï-Zerbib V, Pedrotti M, et al. E-readers and Visual Fatigue. *PLoS One* 2013;8:e83676.
48. Sheedy J and Shaw–McMinn P. *Diagnosing and treating computer-related vision problems*. Woburn, Mass.: Butterworth–Heinemann, 2002.
49. Piccoli B, Braga M, Zambelli PL, et al. Viewing Distance Variation and Related Ophthalmological Changes in Office Activities with and without VDUS. *Ergonomics* 1996;39:719–28.
50. Atchison DA. The Glenn A. Fry Award Lecture 2011: Peripheral Optics of the Human Eye. *Optom Vis Sci* 2012;89:E954–66.
51. Ophthalmi'x Blog Homepage, <https://oftalmix.wordpress.com>, Pagina vizitata la data 20.05.2021
52. Service book–Autorefractometrul Plusoptix A12 – www.optimed.ro – Optimed SRL, Brasov
53. Mallen EA, Wolffsohn JS, Gilmartin B, et al. *Clinical Evaluation of the Shin-Nippon SRW-5000 Autorefractor in Adults*. *Ophthalmic Physiol Opt* 2001;21:101–7.
54. Service book–Autorefractometrul RM 800-Top Con – www.optimed.ro – Optimed SRL, Brasov
55. Kimura S, Hasebe S, Ohtsuki H. *Systematic Measurement Errors Involved in Over-refraction Using an Autorefractor (Grand-Seiko WV-500): Is Measurement of Accommodative Lag through Spectacle Lenses Valid?* *Ophthalmic Physiol Opt* 2007;27:281–6.
56. Mathur A, Atchison DA. *Peripheral Refraction Patterns out to Large Field Angles*. *Optom Vis Sci* 2013;90:140–7.
57. <https://www.opticvideo.com/e-column/>, Pagină vizitată la data 27.05.2021
58. <https://www.zeiss.com/vision-care/us/for-eye-care-professionals/products/zeiss-instruments-and-systems/i-terminal-2.html>, Pagină vizitată la data 27.05.2021
59. <https://www.poleoptical.com/verres/technologie-eyecode/>, Pagina vizitata la data 28.05.2021

60. <https://www.hoyavision.com/en-ca/what-i-need/for-eye-care-professionals/provide-the-ultimate-customer-experience/>, Pagină vizitată la data 28.05.2021
61. Paleu V., *Sisteme de achiziție și interfețe* – curs pentru studenții Facultății de Mecanică – Iași, 2013
62. Bălan T., Șterbeți C., *Analiză Fourier – Elemente de Teorie și Probleme*, Ed. Sitech, Craiova, 2001.
63. www.keyence.com – *Image processing Useful Tips – Compilation* – Tutorial, Pagina vizitată la data de 05.07.2021
64. Vertan C., *Prelucrarea și analiza imaginilor*, Editura Printech, București, 1999
65. Carlson G.E., *Signal and Linear System Analysis*, Second Edition, John Wiley & Sons, Inc., New York, 1998.
66. Porat B., *A Course in Digital Signal Processings*, John Wiley & Sons, Inc., New York, 1997.
67. G. Baboianu, C. Nitu, C.D. Comeaga, *Processing of captured digital images for measuring the optometric parameters required in the construction of ultra-personalized special lenses*, Proc. of the Intl. Conf. of Mechatronics and Cyber-MixMech., September 2019.
68. G. Paizi, N. Stere, D. Lazar, *Organe de mașini și mecanisme*, Editura Didactică și Pedagogică București (1980)
69. Demian T, Tudor D, Curița I, Nițu C, - *Bazele proiectării aparatelor de mecanică fină*, Editura Tehnica București (1984-1986)
70. Jula A., ș.a., *Mecanisme șurub piuliță - îndrumar de proiectare*, Brașov, Editura Lux Libris, 2000.
71. Tudor, A., *Frecarea și uzarea materialelor*, Ed. Bren, București, 2002.
72. Pavelescu D., Radulescu, Gh., Gafitanu, M., Gheorghiu, N., *Organe de mașini*, Editura didactică și pedagogică, București, 1985.
73. Klimov K. I. - *Antifrictionnie plasticiniiie cmazki* - Moscova, Himiia, 1988.
74. Kragelsky I. V., Alisin, V. V. – *Friction – Wear – Lubrication* - Ed. MIR., Moscova, 1981.
75. Demian, T. – *Elemente constructive de mecanică fină*, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1980.
76. <https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/understanding-arduino-unohardware-design/> , Pagină vizitată la data 05.07.2021
77. <https://i2.wp.com/www.technobyte.org/wp-content/uploads/2016/08/Arduino-Unomultiple-input-management-circuit-op-amp-comparator-min.jpg>, Pagină vizitată la data 05.07.2021
78. <http://www.ntu.edu.sg/home/ehchua/programming/arduino/arduino.html>, Pagină vizitată la data 06.07.2021
79. <https://ro.wikipedia.org/wiki/Arduino> , Pagină vizitată la data 06.07.2021
80. G. Baboianu, Niță I.E, C.D Comeaga, *Measurement of anthropometric parameters using opto-mechatronic positioning system*, The 12 International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering – March 25-27, 2021
81. <https://components101.com/microcontrollers/arduino-uno> , Pagina vizitată la data de 10.03.2022

82. Getting started with Arduino Uno: <https://www.youtube.com/watch?v=zusVAX7bgtA> ,
[Pagina vizitata la data de 10.03.2022](#)
83. <https://electronics.stackexchange.com/questions/61537/what-is-the-cap-for-inarduino-reset-circuit>, Pagina vizitata la data de 10.03.2022
84. <https://www.mathworks.com/help/vision/ug/measuring-planar-objects-with-a-calibrated-camera.html;jsessionid=c627065c7b49ba5320b6887b93f8>, Pagina vizitata la data de 15.03.2022
85. P. Flores, *Concepts and Formulations for Spatial Multibody Dynamics*, SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology, DOI 10.1007/978-3-319-16190-7_4, 2015
86. Drillis R, Contini R. Body Segment Parameters. New York, New York: Office of Vocational Rehabilitation; 1966. Report No.: No. 1166-03
87. <https://www.tomey.de/products/tt-1060-tt-4060>, Pagina vizitata la data de 15.09.2022