Mjerenje utjecaja mehaničkih vibracija na vidnu oštrinu liječnika dentalne medicine metodom vremenski usrednjene holografske interferometrije

Urlić, Iris

Doctoral thesis / Disertacija

2020

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, School of Dental Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:127:591464

Rights / Prava: Attribution-NonCommercial 4.0 International/Imenovanje-Nekomercijalno 4.0 međunarodna

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-28**

Repository / Repozitorij:

University of Zagreb School of Dental Medicine Repository



Sveučilište u Zagrebu

Sveučilište u Zagrebu
Stomatološki fakultet

Iris Urlić

MJERENJE UTJECAJA MEHANIČKIH VIBRACIJA NA VIDNU OŠTRINU LIJEČNIKA DENTALNE MEDICINE METODOM VREMENSKI USREDNJENE HOLOGRAFSKE INTERFEROMETRIJE

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2020.



Sveučilište u Zagrebu

Sveučilište u Zagrebu
Stomatološki fakultet

Iris Urlić

MJERENJE UTJECAJA MEHANIČKIH VIBRACIJA NA VIDNU OŠTRINU LIJEČNIKA DENTALNE MEDICINE METODOM VREMENSKI USREDNJENE HOLOGRAFSKE INTERFEROMETRIJE

DOKTORSKI RAD

Mentori:
prof. dr. sc. Dubravka Negovetić Vranić
dr. sc. Nazif Demoli

Zagreb, 2020.



Sveučilište u Zagrebu

University of Zagreb
School of Dental Medicine

Iris Urlić

MEASURING THE INFLUENCE OF MECHANICAL VIBRATION ON VISUAL ACUITY OF DENTIST USING TIME-AVERAGED HOLOGRAPHIC INTERFEROMETRY

DOCTORAL THESIS

Zagreb, 2020.

Rad je ostvaren na Stomatološkom fakultetu Sveučilište u Zagrebu i u Laboratoriju za koherentnu optiku Instituta za fiziku, Zagreb.
Naziv doktorskog studija: Dentalna medicina
Mentor rada: prof. dr. sc. Dubravka Negovetić Vranić, Zavod za dječju i preventivnu stomatologiju, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu
Komentor rada: dr. sc. Nazif Demoli, Insitut za fiziku, Zagreb
Lektor hrvatskog jezika: Ivana Sirić, mag. philol. croat.
Lektor engleskog jezika: Snježana Kasapović, prof. engleskog i njemačkog jezika

Povjerenstvo za ocjenu i obranu rada:
1. Izv. prof. dr. sc. Vlatko Pandurić, predsjednik
2. Prof. dr. sc. Renata Iveković, član
3. Dr. sc. Hrvoje Skenderović, član
4. Doc. dr. sc. Ivana Šutej, član
5. Prof. dr. sc. Hrvoje Jurić, član
6. Izv. prof. dr. sc. Andrej Aurer, zamjena

Datum obrane rada: 3. lipnja 2020.

Rad sadrži: 84 stranica
8 tablica
39 slika
1 CD

Rad je vlastito autorsko djelo koje je u potpunosti samostalno napisano, uz naznaku izvora - drugih autora i dokumenata korištenih u radu. Osim ako nije drukčije navedeno, sve ilustracije (tablice, slike i dr.) u radu su izvorni doprinos autora poslijediplomskog specijalističkog rada. Autor je odgovoran za pribavljanje dopuštenja za korištenje ilustracija koje nisu njegov izvorni doprinos, kao i za sve eventualne posljedice koje mogu nastati zbog nedopuštenog preuzimanja ilustracija, odnosno propusta u navođenju njihovog podrijetla.

ZAHVALE

Zahvaljujem poštovanoj prof. dr. sc. Dubravki Negovetić Vranić i dr. sc. Nazifu Demoliju na nesebičnoj pomoći i potpori te dragocjenim uputama i savjetima, koji su bili potrebni za istraživanje i izradu disertacije.

Doktorski rad posvećujem svom ocu Hrvoju, majci Leonidi i kćeri Klari.

Sažetak

U ovom radu ispitivana je vidna oštrina na blizinu liječnika dentalne medicine u simuliranim kliničkim uvjetima na Stomatološkom Fakultetu u Zagrebu, te u laboratorijskim uvjetima u Laboratoriju za koherentnu optiku Instituta za fiziku u Zagrebu, i to metodom vremenski usrednjene holografske interferometrije. Ispitanici su bili studenti Stomatološkog fakulteta (50) koji su dobrovoljno pristali sudjelovati u istraživanju, urednog očnog statusa i vidne oštrine 1.0. U simuliranim kliničkim uvjetima, ispitivana je vidna oštrina na blizinu bez korekcije, i to s pomoću naglavne lupe 1,5x te binokularnih magnifikacijskih pomagala koja koriste Galilejev optički sustav 2,5x/350 mm i Keplerov optički sustav 3,3x/450 mm i 4,5x/350 mm. Vidna oštrina se ispitivala na minijaturnom vidnom testu, izrađenom u suradnji s Hrvatskim državnim arhivom u Zagrebu, a postavljen je u kavitet molara dentalnog fantoma. U laboratorijskim uvjetima mjerena je amplituda zubnih vibracija medotom vremenski usrednjene holografske interferometrije, mijenjajući brzine mikromotora i dijametar karbidnih svrdla u eksperimentalnom laboratorijskom postavu. Rezultati kliničkog dijela istraživanja Wilcoxon Signed Rank testa pokazuju da je distribucija mjerenja vidne oštrine korištenjem magnifikacijskih pomagala (grupe VNL, VGA 2,5, VKP 3,3 i VKP 4,5) sadržavala veće vrijednosti izmjerenih vidnih oštrina u odnosu na korištenje naturalnog vida bez magnifikacijskih pomagala (VSC) ($p < 0,001$ za usporedbu s VNL, VGA 2,5, VKP 3,3 i VKP 4,5 grupama). Najveće i statistički znatno povećanje vidne oštrine na blizinu postiže se Keplerovim teleskopom 4,5x/350 mm.Vibracije zuba korištenjem triju karbidnih svrdla (promjer: 1.0, 1.6, 2.3 mm) i triju brzina mikromotora (100, 450, 800 rpm) bile su u skladu s očekivanim vrijednostima. Veće amplitude vibracije zuba javljaju se povećavanjem dijametra svrdla i brzine okretanja mikromotora. Korištenjem magnifikacijskih pomagala na blizinu u kliničkim radnim uvjetima liječnika dentalne medicine postiže se veća vrijednost vidne oštrine, poboljšanje vizualiziranja oralne šupljine te se pridonosi postizanju optimalnih ergonomskih uvjeta u radu stomatologa.

Ključne riječi: vidna oštrina, minijaturni Snellen vidni test, Galilejevi i Keplerovi optički sistemi magnifikacije, teleskopske naočale, lupe, ergooftalmologija, mehaničke vibracije zuba, mikromotor, vremenski usrednjena holografska interferometrija

Summary

In this dissertation, the near visual acuity in dentists was examined under the simulated clinical conditions at the Faculty of Dental Medicine in Zagreb and under the laboratory conditions of the Laboratory of Coherent Optics of the Institute of Physics in Zagreb, by the method of the time-averaged holographic interferometry (TAHI). Visual acuity plays an important role in dentists' vision, which requires fine discrimination of detail in oral cavity in daily clinical routine. Dental competence requires good perceptual and visual skills for judging position, distance and the size of the object, as well as various shapes, in a small operating field. Using rotating instruments in everyday dental work, causing vibrations of the tooth surface and possible consequential structural changes in a tooth, could cause deterioration of the central visual acuity and thus not precise enough dental treatment. So far, TAHI was not used to measure vibrations generated in the tooth by using rotating dental instruments.

The participants are students of the School of Dental Medicine (50) who voluntarily agreed to participate in the study, having normal eye status and visual acuity of 1.0. Under the simulated clinical conditions, the visual acuity was examined at a close proximity and without correction, by application of 1.5x head magnifying glasses and binocular magnifying devices using Galileo's 2.5x/350 mm optical magnification system and Kepler 3x/450 mm and 4,5x/350mm optical system. The visual acuity was examined by means of a miniature visual test that was made in cooperation with the Croatian State Archives in Zagreb and placed in the molar cavity of a dental phantom. A sample of A4 Snellen optotype was created in the high resolution and printed and after that copied to 35mm BW microfilm. What was used is the microfilm camera for shooting, the Zeutscheu storage device, and the highest possible reduction of 28,5x was compared to the initial size of the sample of the A4 Snellen high-resolution optotype. The size of the miniaturized Snellen optotype for the examination of near visual acuity in the work of dentists is 5.2 x 2.8 mm and the optotype dimensions are varying from 0.05 to the biggest of 0.6mm. Under the laboratory conditions, the amplitude of tooth vibrations was measured by a time-averaged holographic interferometry, by altering the speed and diameter of the turbine in the experimental laboratory set up. TAHI is a method suitable for analyzing the modal structures of object vibrations because it turns vibrations into a fringe pattern visible in the recorded hologram We constructed an experimental system, consisting of a coherent source of light (He-Ne laser, MKS Instruments, Inc. Newport, USA, 25 mW, wavelength of 632 nm), a fixation press including a sample carrier, a charge coupled device

(CCD) detector connected to a computer, and an instrument for mechanical cavity preparation (Maillefer NiTi system, Dentsply Tecnika, Ballaigue, Switzerland) with a micromotor with 16:1 of torque (WD-75 M,W&H Dentalwerk Bürmoos GmbH, Bürmoos, Austria). The sample carrier is a three-jaw lathe chuck which allows certain flexibility in fixing the samples. An extracted molar with a cavity was used as a sample and cemented within the sample carrier. The amplitude of vibration h can be calculated from the argument of the zero-order Bessel function, $h_n = [\lambda/(4\pi)]x_n$, where h_n is the amplitude produced by the n-th dark fringe. Thus, the zeros of the Bessel function, $x_1 \approx 2.4$, $x_2 \approx 5.5$, $x_3 \approx 8.7$, etc., can be used to calculate the vibration amplitudes experimentally obtained by the TAHI method.

The outcome of the part of the clinical research referring to Wilcoxon Signed Rank test shows the distribution of measurements of the visual acuity undertaken by application of the magnifying devices (VNL, VGA2,5, VKP3,3 i VKP4,5) contained higher values of visual acuity than those received by the use of natural vision, without any magnifying aids (VSC) ($p < 0.001$ for the comparison with VNL, VGA2,5, VKP3, and VKP4.5 groups). The biggest and statistically significant increase in the visual acuity is achieved by Kepler telescope 4.5x/350mm. The tooth vibrations, occurred by using of three turbines (diameter: 1.0, 1.6, 2.3 mm) and three speeds (100, 450, 800 rpm) were consistent with the expected values. Number of fringes in hologram increases with the size of drill diameter and increased frequency. Smaller diameter drills, at lower frequencies, produced almost not a single clearly visible fringe. Smaller diameters at higher frequencies, as well as larger diameters even at lower frequencies, produced only one, barely visible fringe.Number of fringes increases to maximum number of 3 at higher frequencies and larger drills .The three visible fringes are the highest number of fringes we managed to obtain by measurement, which result in less than 1 μm amplitude of vibrations.The higher amplitudes of tooth vibrations occur by increasing the diameter and the rotation speed of the turbine. The application of magnifying devices under conditions of dentist' clinical work result in a better visual acuity and improved visualisation of the oral cavity, thereby simultaneously contributing to the optimal ergonomic work conditions of a dentist. The laborqtory results obtained indicated that the vibrations caused by the dental handpiece during cavity preparation are not sufficient to influence visual acuity.

Keywords: visual acuity, miniaturized Snellen visual test, Galilean and Kepler optical systems magnification, telescopic glasses, magnifying loupes in dentistry, ergoophthalmo-logy, mechanical vibrations of teeth, time-averaged holographic interferometry

Popis kratica:

CCD	digitalna kamera	Charged-Coupled Device Camera
DHI	digitalna holografska interferometrija	Digital Holographic Interferometry
DOE	difrakcija optičkih elemenata	Diffractive Optical Element
NRKK	normalna retinokortikalna korespodencija	
LDS	laserski senzor pomaka	Laser Distance Sensor
LDV	laser dopler vibrometrija	Laser-Doppler Vibrometry
NEVD	nekontaktni vibracijski instrument	Non-Contact Electromagnetic Vibration Device
RCI	rotatorni rezni instrumenti	Rotary Cutting Instrument
SLV	skenirajući laser vibrometar	Scanning Laser Vibrometer
TAHI	vremenski usrednjena holografska interferometrija	Time-Average Hologram Interferometry
V	vidna oštrina	
Vs.c.	vidna oštrina bez korekcije	Visus Naturalis

SADRŽAJ

1. UVOD 1

1.1. Anatomija oka i vidni put 2

1.1.1. Anatomija vidnog puta 3

1.2. Funkcija oka 5

1.2.1. Vidna oštrina i minimalni kut razlučivanja 5

1.2.2. Fiziologija očnih pokreta i konvergencija 6

1.2.3. Zjenične reakcije 7

1.3. Oftalmološka optika 8

1.3.1. Optički sustav oka 8

1.3.2. Akomodacija i reakcija na blizinu 9

1.3.3. Poremećaji akomodacije 9

1.3.4. Emetropija i ametropije 10

1.4. Binokularni vid 10

1.4.1. Elementi binokularnog vida 10

1.4.2. Razvoj binokularnog vida 11

1.4.3. Vid i osjetilo vida 11

1.4.4. Nastajanje slike na mrežnici i u okcipitalnoj regiji mozga 12

1.5. Vidna oštrina 13

1.5.1. Ispitivanje vidne oštrine 13

1.5.2. Optotip 14

1.5.3. Vidni test za ispitivanje vida na blizinu u dentalnoj medicini 15

1.6. Vidna oštrina i magnifikacije u stomatologiji 17

1.6.1. Ergooftalmologija 17

1.6.2. Osnove magnifikacije u dentalnoj medicini 17

1.6.3. Magnifikacijska pomagala u dentalnoj medicini 18

1.6.4. Galilejevi i Keplerovi optički sustavi 19

1.6.5. Teleskopske naočale 21

1.7. Mehaničke vibracije u dentalnoj medicini 21

1.7.1. Građa zuba i parodonta 21

1.7.2. Mehaničke vibracije u dentalnoj medicini 23

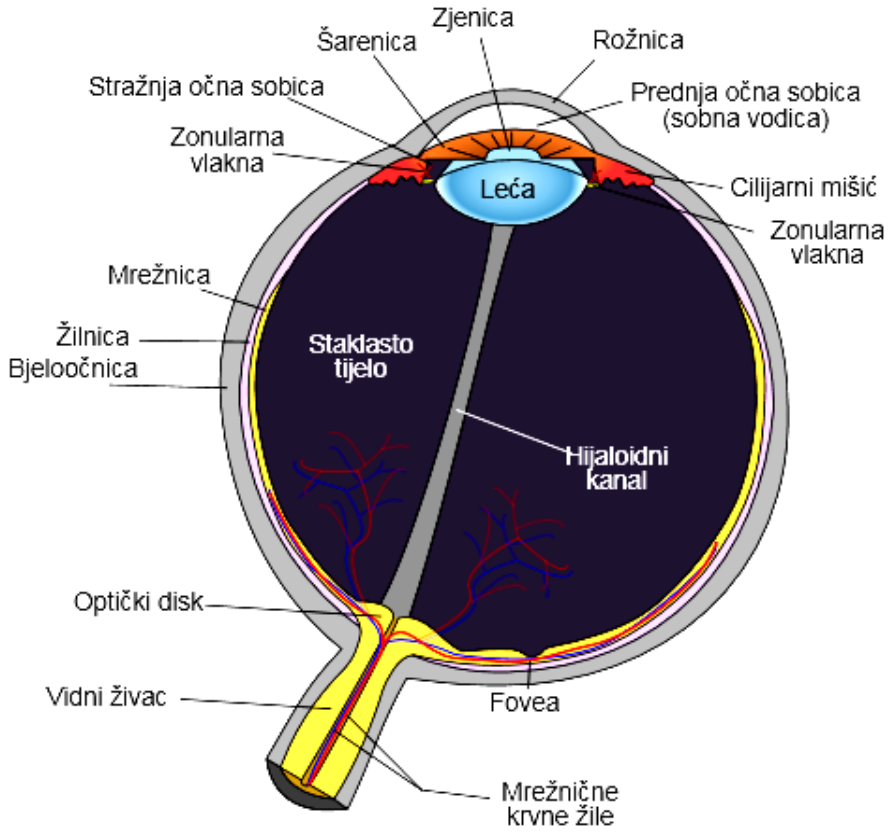
1.7.3. Mehaničke vibracije i vidna oštrina 26

1.8. Holografska interferometrija 27
1.8.1. Snimanje i rekonstrukcija holograma 30
1.8.2. Vremenski usrednjena holografska interferometrija 34
2. HIPOTEZA I CILJEVI ISTRAŽIVANJA 36
3. ISPITANICI, MATERIJALI I POSTUPCI 38
3.1. Ispitanici 39
3.2. Materijali i metode 39
3.2.1. Magnifikacijska pomagala 39
3.2.2. Minijaturni vidni test 41
3.2.3. Laboratorij za koherentnu optiku 42
3.2.4. Klinički dio istraživanja i ispitivani parametri 46
3.2.5. Laboratorijsko istraživanje i interferogram 49
3.2.6. Analiza holografije - DigiOpt software 50
4. REZULTATI 52
4.1. Kliničko istraživanje 53
4.2. Laboratorijsko istraživanja – holografija 60
4.2.1. Vidni kut i interferencijska pruga 63
5. RASPRAVA 64
6. ZAKLJUČAK 71
7. LITERATURA 73
8. ŽIVOTOPIS AUTORA S POPISOM OBJAVLJENIH RADOVA 81
PRILOZI
PRILOG 1. Obavijesti za ispitanike o istraživanju
PRILOG 2. Pristanak ispitanika na sudjelovanje u istraživanju

1. UVOD

1.1. Anatomija oka i vidni put

Ljudsko oko je organ osjetljiv na svjetlo, čija zadaća je pretvaranje elektromagnetskih valova svjetla u živčane impulse koji se prenose do mozga. Glavni dijelovi oka su očna jabučica i očni živac s pomoćnim dijelovima: kapcima, suznom žlijezdom, suzno-nosnim kanalom i mišićima pokretačima oka, Slika 1.



Slika 1. Građa oka

(*preuzeto s www.znanje.org.)*

Očna jabučica je kuglasto tijelo promjera oko 25 mm s transparentnom membranom koja se naziva rožnica (cornea). Rožnica je tvrda peteroslojna struktura kroz koju svjetlo prolazi do zjenice. Kroz zjenicu (pupilla) svjetlo ulazi u oko, a količinu svjetla koja će biti propuštena u oko regulira šarenica (iris). Šarenica okružuje zjenicu, a reguliranjem prolaska svjetla, stezanjem i otpuštanjem pupilarnih mišića, otvara ili zatvara zjenicu.

Ostatak očne jabučice obavija zaštitni sloj koji se naziva bjeloočnica (sclera). Za pomicanje oka zaduženi su vanjski očni mišići.

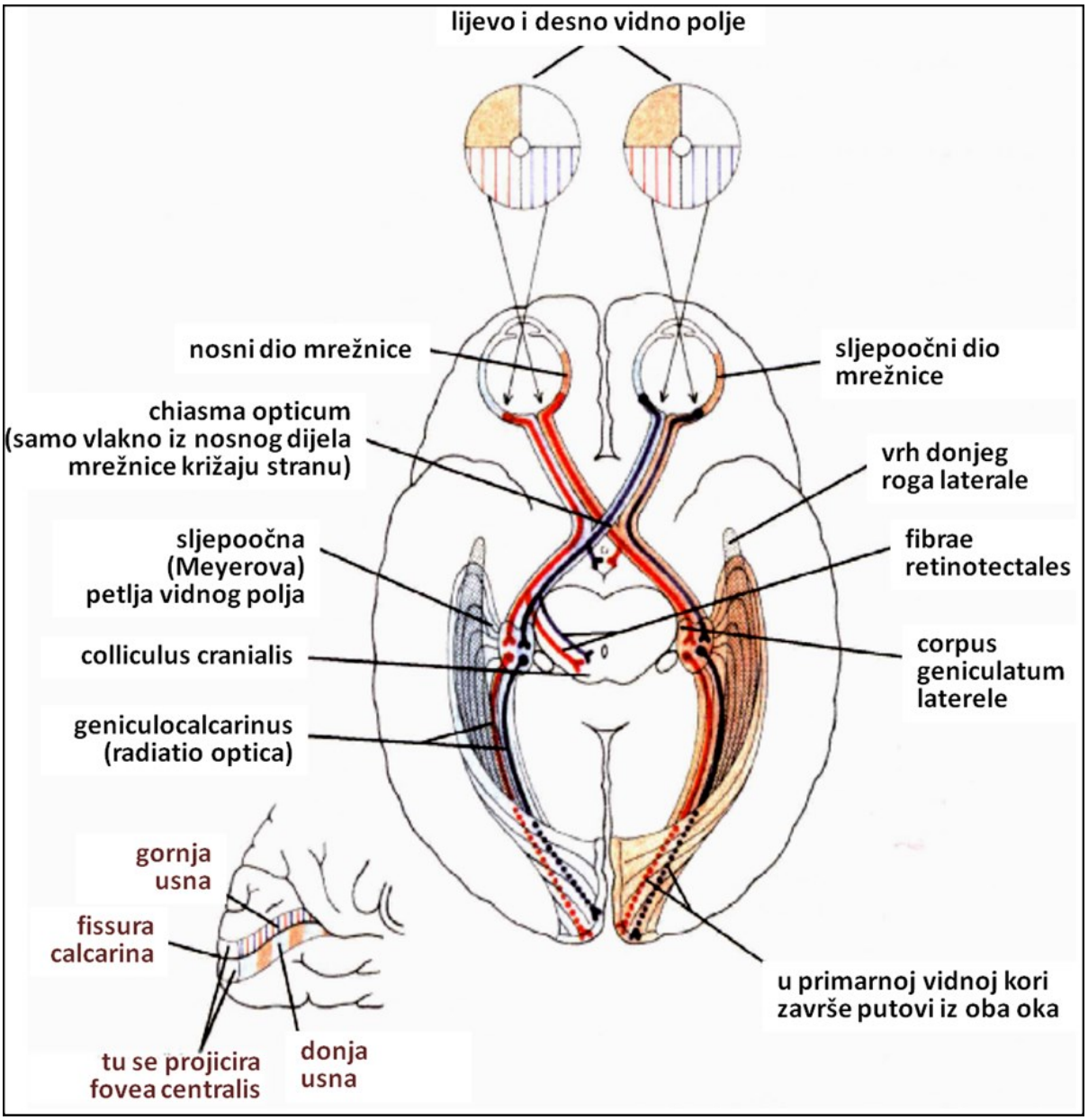
Odmah iza šarenice i zjenice nalazi se prozirna i elastična leća koja je pričvršćena tankim nitima cilijarnog tijela. Prostor između rožnice i leće (prednja očna sobica) ispunjen je očnom vodicom, a prostor iza leće (stražnja očna sobica) ispunjen je staklovinom. Sa stražnje strane očne jabučice smještena je mrežnica (retina). Ona se sastoji od fotoreceptora, odnosno od štapića i čunjića, koji se živčanim vezama (sinapsama) povezuju u niti očnog živca (1).

1.1.1. Anatomija vidnog puta

Vidni put može se podijeliti na: klasični ili genikularni i alternativni ili ekstragenikularni (2). Klasični vidni put počinje u mrežnici te se preko optičkog živca, hijazme optičkog živca, optičkog trakta, lateralnog koljenastog tijela i optičke radijacije projicira u vidni korteks, područje zatiljnog režnja (area striata). Hijazma vidnog živca je mjesto gdje se ukrštavaju vlakna iz nazalnih polovina retine i prelaze na suprotnu stranu. U sustav optičkog trakta ulaze živčana vlakna koja potječu iz temporalnih dijelova mrežnice oka s iste strane i iz nazalnih polovina retine oka sa suprotne strane (3).

Dijelovi alternativnog ili ekstragenikularnog vidnog puta su: retinotektalna vlakna, vlakna koja potječu od površnih slojeva gornjih kolikula i projiciraju se u dijelove pulvinara, te vlakna koja iz pulvinara odlaze u primarne i u sekundarne vidne kortikalne areje. Vlakna koja tvore ekstragenikularni dio vidnog puta, povezuju vidni sustav s centrima koji upravljaju aktivnošću unutrašnjih i vanjskih mišića oka te sudjeluju u refleksu akomodacije i refleksu pupile (4), Slika 2.

Postoji 2,2 do 2,4 milijuna aksona u dvama vidnim živcima čovjeka, a svaki akson potječe iz jedne jedine mrežničke ganglijske stanice. To je oko 42 % svih vlakana koji ulaze ili izlaze iz središnjeg živčanog sustava. Kada se tome dodaju štapići i čunjići, sveukupan broj senzornih jedinica koje prenose vidne informacije znatno raste. Zbog toga je jasna važnost embriologije, anatomije i fizologije u vidnom osjetilnom sustavu (3, 4).



Slika 2. Anatomija vidnog puta

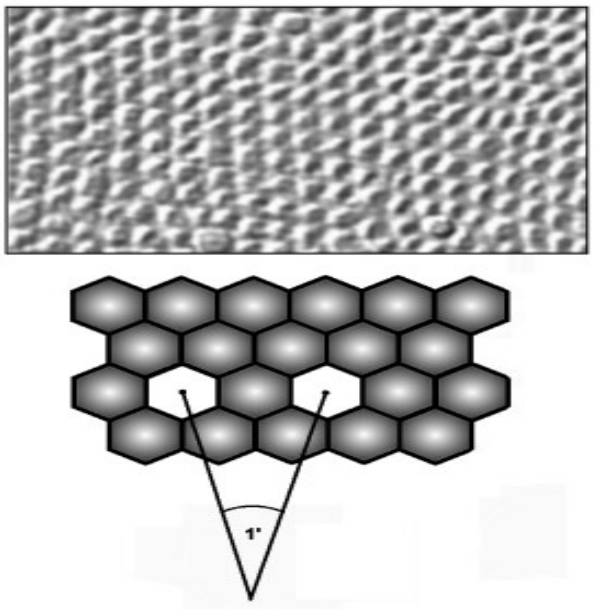
(preuzeto s www.neuron.mefst.hr)

1.2. Funkcija oka

1.2.1. Vidna oštrina i minimalni kut razlučivanja

Vidna oštrina je mjera sposobnosti oka da dvije bliske točke vidi odvojeno. Razlikuje se središnji ili direktni, te periferni ili indirektni vid. Središnji vid odnosi se na sposobnost oka da percipira oštru sliku predmeta koja nastaje u jamici žute pjege, a periferni na percepciju perifernim dijelovima mrežnice i služi za prostornu orijentaciju (5). Vidna oštrina je izraz kvalitete središnjeg vida.

Žuta pjega je mjesto na mrežnici s najvećom koncentracijom čunjića i predstavlja mjesto najoštrijeg vida. Središnja vidna oštrina određuje se najmanjim kutom pod kojim oko može vidjeti dvije točke kao odvojene (6). Taj vidni kut naziva se minimalni kut razlučivanja ili minimum separabile. U emetropnom oku on iznosi jednu kutnu minutu, što odgovara veličini od 4 mikrona i veličini baze jednog čunjića mrežnice te čini jedinicu vidne oštrine, Slika 3. Da bi se dvije točke vidjele odvojene, moraju biti podražena najmanje dva čunjića između kojih je jedan nepodražen. Centralnu vidnu oštrinu, za koju je odgovorna makula, ispitujemo s pomoću optotipa.



Slika 3. Minimalni kut razlučivanja (minimum separabile)

(preuzeto s www.mathos.unios.hr)

1.2.2. Fiziologija očnih pokreta i konvergencija

Šest vanjskih očnih mišića omogućuje očne pokrete. Medijalni i lateralni ravni mišići nadziru horizontalne očne pokrete, odnosno vrše adukciju i abdukciju oka. Gornji i donji ravni mišići podižu i spuštaju oko. Gornji kosi mišić spušta oko u adukciji, a donji kosi mišić uzrokuje podizanje oka u adukciji. Mišići koji omogućuju vertikalne pokrete rotiraju jabučice prema van (ekstorzija) i prema unutra (intorzija). Budući da dvanaest očnih mišića pokreću oba oka, nužna je vrlo usklađena koordinacija i centralni nadzor da se vidne linije usmjere i zadrže na točki fiksacije (7).

Tri kranijalna živca inerviraju ove mišiće. N. oculomotorius inervira medijalni, donji i gornji ravni mišić te donji kosi mišić. N. trochlearis inervira gornji kosi mišić a N. abducens inervira lateralni ravni mišić.

Jezgre ovih moždanih živaca nalaze se u moždanom deblu zajedno s putevima koji ih povezuju s drugim jezgrama moždanog debla (npr. vestibularnim) i s centrima za horizontalne pokrete u ponsu i vertikalne pokrete u mezencefalonu te koordiniraju pokrete oba oka. Viši kortikalni centri nadziru brzinu kojom oči prate neki predmet u kretanju te brze pokrete koji su nužni kod zauzimanja novog pokreta za praćenje kretanja (sakade).

Ovi centri također utječu na jezgre u moždanom deblu. Povezanost jezgara omogućuje da se oči pokreću koordinirano (8).

Konvergencija je istodobni pokret oba oka jednog prema drugom, u nastojanju da se održi binokularni vid pri gledanju nekog predmeta na blizinu (9). Te kretnje su omogućene s pomoću medijalnog ravnog mišića koji je inerviran III. kranijalnim živcem. Ortoforija je normalan položaj očiju kada su njihove vidne linije paralelne i upravljene ravno naprijed.
Najbliža točka konvergencije mjeri se tako da približavamo predmet nosu i promatramo kada će pacijent vidjeti dvostruko, ili skreće li jedno oko prema van. Normalno, najbliža točka konvergencije iznosi do 10 cm. Kada se promatra bliski predmet, da bismo ga jasno vidjeli, oči ne samo da moraju akomodirati nego i sinhrono konvergirati. Razlikujemo dvije vrste konvergencije: voljna i nevoljna. Voljna konvergencija je motorička konvergencija, tj. kad osoba želi pokrenuti oči nasilno. Ona nam omogućuje da vidimo vrh svojeg nosa.

Nevoljna konvergencija je složenija i dijeli se na toničku, akomodativnu, fuzijsku i proksimalnu konvergenciju. Tonička konvergencija je stanje napetosti horizontalnih pravih mišića koje iščezavaju u snu.

Fuzijska konvergencija izazvana je disparitetom slika na retini oka, koji dovodi do pokreta fuzijskog mehanizma, a taj se pokret ispoljava kao konvergencija. Akomodativna konvergencija je povezana s procesom akomodacije. Kad je predmet blizu, usmjerava na njega obje vidne linije i proporcionalna je jačini akomodacije. Proksimalna konvergencija stimulirana je osjećajem blizine predmeta i čini se da ne ovisi o akomodaciji (9).

1.2.3. Zjenične reakcije

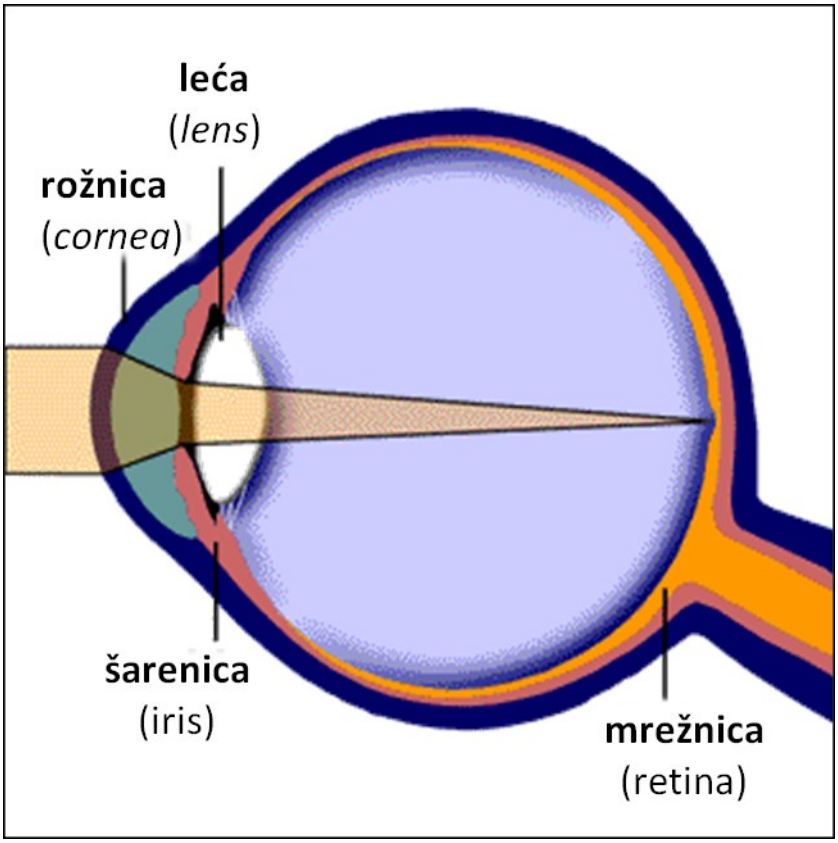
Zjenica je središnji otvor šarenice. Veličinu zjenice kontroliraju suprotne akcije dvaju mišića: sphinctera pupillae, koji inervira parasimpatikus, i simpatički inerviranog dilatatora pupillae. Normalna zjenica je okrugla, regularnog oblika i gotovo jednake veličine. Fiziološki se zjenice prošire (midrijaza) u uzbuđenju i u mraku, a suzuju se (mioza) na svjetlosti, i u snu te kod gledanja na blizinu (sinkineza konvergencije, akomodacije i mioze). Mioza postoji ukoliko je promjer manji od 2 mm, a ukoliko je veći od 6 mm, tada je to midrijaza. Pupilomotorika uključuje ispitivanje reakcija zjenica na svjetlost i akomodaciju. Zjenična reakcija na svjetlo fotomotorički je refleks koji nastaje osvjetljivanjem mrežnice i razlikujemo dva kraka refleksnog luka. Aferentni refleksni luk registrira i prenosi svjetlosni podražaj, a počinje svjetlosnim podražajem štapića i čunjića, ide preko vidnog živca do corpusa geniculatuma laterale, prelazi u pretektalnu jezgru i završava u Westphal-Edingerovoj jezgri. Eferentni refleksni luk opskrbljuje M. sphincter pupullae i M. ciliaris (akomodacija). Prigodom osvjetljivanja jednog oka zamjećuje se direktna reakcija (konstrikcija) zjenice osvijetljenog oka, te konsenzulana (indirektna) konstrikcija zjenice neosvijetljenog oka. Suženje zjenice na oba oka mora biti simetrično. Kod akomodacije dolazi do konvergencije bulbusa i zjenice se trebaju smjesta i izdašno suziti (10). Zjenica se širi u mraku, ali se sužava na svjetlu. Kada je sužena, promjer joj je tri do četiri milimetra. U mraku će u početku sve biti isto, ali će se približiti maksimalnoj udaljenosti široke zjenice četiri do pet milimetara. U toj situaciji zjenice ne miruju potpuno, što može dovesti do oscilacija koje se mogu intenzivirati i tada ih zovemo hippus. Kada je jedno oko stimulirano, oba se oka jednako kontrahiraju. Konstrikcija zjenice i pogled izbliza su usko vezani.

1.3. Oftalmološka optika

1.3.1. Optički sustav oka

Oko je složen i jak sabirni optički sustav. Pri ulasku svjetlosti u oko, svjetlost prolazi kroz suzni film, rožnicu, očnu vodicu, leću, staklovinu i na kraju kroz sve unutarnje slojeve mrežnice prije nego dođe do fotoreceptora, Slika 4. Na tom putu, dio svjetlosti se na granicama optičkih medija oka lomi, dio reflektira, dio raspršuje, a dio apsorbira (11). Individualni refrakcijski status određen je indeksima loma medija kroz koje prolaze zrake svjetlosti te anatomskim parametrima kao što su dubina prednje očne sobice i aksijalna dužina oka (12). Indeks loma rožnice je 1,7, očne vodice 1,33, leće 1,4 i staklovine 1,33.

Ako je odnos tih sastavnica optimalan, zrake svjetlosti koje dolaze u oko konvergirat će i spojiti se u jednoj točki koja pada u područje foveole te će nastati jasna slika promatranog predmeta (13).



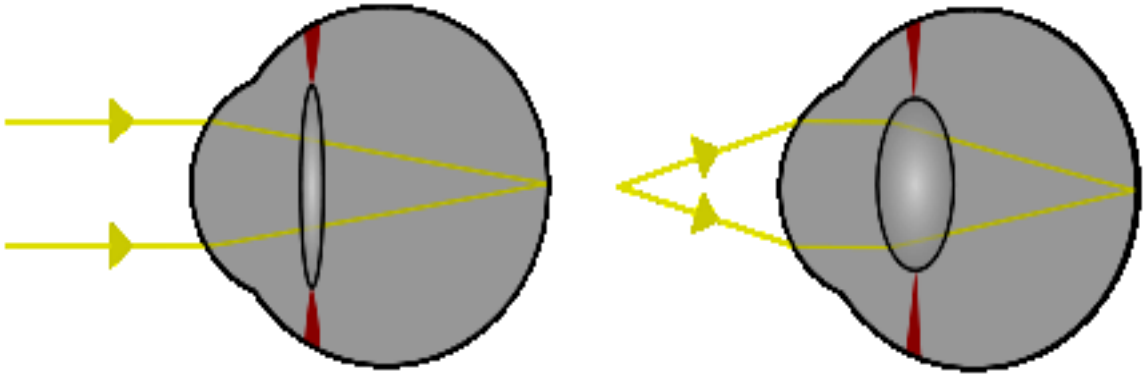
Slika 4. Refrakcija svjetlosti u optičkom sustavu oka

(preuzeto s www.zdravlje.eu)

1.3.2. Akomodacija i reakcija na blizinu

Akomodacija oka je sposobnost očne leće da mijenja svoju refrakcijsku jakost, odnosno da lom zraka svjetlosti koje upadaju u oko prilagodi udaljenosti promatranog predmeta, da bi na mrežnici nastala njegova oštra i jasna slika, Slika 5. Proces akomodacije ovisi o funkciji glatkih mišićnih vlakana cilijarnog mišića i elastičnosti leće.

Osim povećanja refraktivne jakosti oka, pri akomodaciji dolazi do sinkineze konvergencije i mioze te se taj mehanizam naziva reakcija na blizinu (14). Zjenica ima ulogu zastora te svojom motorikom (skupljanja i širenja) propušta u oko potrebnu količinu svjetlosti.



Slika 5. Akomodacija oka

Daleka točka (punctum remotum) je najudaljenija točka jasnog vida oka u stanju bez akomodacije. Točka najjasnijeg vida na blizinu (punctum proximum) je najbliža točka jasnog vida uz uporabu maksimalne akomodacije (15). Amplituda akomodacije jednaka je razlici refrakcije oka između stanja bez akomodacije i stanja maksimalne akomodacije oka. Amplituda akomodacije smanjuje se s godinama života. Smanjivanje amplitude akomodacije manifestira se nejasnim vidom na blizinu (14, 15).

1.3.3. Poremećaji akomodacije

Nakon četrdesete godine života smanjuje se elastičnost očne leće, povećava se njezina debljina, slabi zonularni aparat oka i cilijarni mišić te dolazi do smanjivanja amplitude akomodacije ispod tri dioptrijske snage (snaga loma zraka svjetlosti u oku). Navedeni poremećaj akomodacije je staračka dalekovidnost ili presbyopia (16). Grč akomodacije može nastati kao posljedica produžene kontrakcije cilijarnog mišića. Javlja se kod hiperopije pri dugotrajnom radu na blizinu, a može biti uvjetovan jatrogeno ili psihogeno i rezultira nejasnim vidom na daljinu. Pareza akomodacije nastaje kao posljedica pareze ili paralize

cilijarnog mišića nastale jatrogeno, oštećenjem cilijarnog ganglija, paralize n. III ili centralnim oštećenjem. Manifestira se nejasnim vidom na blizinu (17).

1.3.4. Emetropija i ametropije

Dva su uvjeta za normalno vidno (emetropno) oko: fiziološka sagitalna duljina od oko 24 mm, te usklađenost lomnog aparata oka. Emetropno oko sve do četrdesetih godina života nema potrebu za bilo kakvom korekcijom na blizinu jer snaga akomodacijskog refrakcijskog aparata oka omogućuje i jasan vid na blizinu. U skupini refrakcijskih anomalija ili ametropija poremećen je odnos moći prelamanja zraka svjetlosti prema dužini oka ili postoje poremećaji u snazi prelamanja. U prvom slučaju govorimo o aksijalnoj ili osnoj, a u drugom o lomnoj ametropiji. U skupinu refrakcijskih anomalija ubrajamo miopiju (kratkovidnost), hiperopiju (dalekovidnost), te astigmatizam (18).

Kratkovidnost ili miopija jeste refraktivna greška kod koje slika promatranog predmeta koji se nalazi u beskonačnosti nastaje ispred mrežnice. Može se korigirati naočalima s konkavnim (-) lećama. Dalekovidnost ili hiperopija nastaje ukoliko slika promatranog predmeta iz beskonačnosti nastaje iza mrežnice i korigira se naočalama s konveksnim (+) lećama. Astigmatizam je greška refrakcijskog aparata oka koji ne može fokusirati upadne zrake svjetlosti u jedan fokus. Može se korigirati cilindričnim naočalnim lećama (19).

1.4. Binokularni vid

1.4.1. Elementi binokularnog vida

Prema Worthu, binokularni vid ima tri razine: 1. Simultana percepcija - sposobnost da oba oka istodobno opažaju slike koje se razlikuju; 2. Fuzija - mentalni refleks koji omogućuje stapanje dviju slika s mrežnica obaju očiju u jedan jedinstveni vidni dojam; 3. Stereopsija - stereovid je najviši stupanj binokularnog vida koji nam daje osjećaj prostornosti i dubine (20). U stanju normalnog binokularnog vida postoji normalna retinokortikalna korespodencija (NRKK) što znači da foveja i dijelovi mrežnice jednog oka korespondiraju s fovejom i odgovarajućim dijelovima mrežnice drugog oka. Binokularni vid i steropsija povećavaju vidno polje, eliminira se slijepa pjega, omogućava binokularna vidna oštrina koja je veća nego monokularna i sterovid omogućuje procjenu dubine (21).

U ortoforiji su oba oka usmjerena prema istom predmetu. Očni pokreti su koordinirani tako da slika fiksiranog predmeta pada na foveolu svake mrežnice kao korespondentne točke. Te se slike centralno ujedinjuju (fuzija), tako da ih mozak interpretira kao jednu.

To je normalan binokularni vid. Budući da svako oko promatra predmet iz drugog kuta, slike na mrežnicama nisu jednake. Navedeni disparitet omogućuje trodimenzionalnu percepciju, stereopsiju, dubinski vid (20, 21).

1.4.2. Razvoj binokularnog vida

Najvažnije sastavnice vida su vidna oštrina, refleks fiksacije i binokularni vid. Binokularni vid je jedna jedinstvena mentalna vizualna percepcija dviju monokularno nastalih slika. Binokularni vid čine motorna komponenta motiliteta i senzorna komponenta čija je osnova retinalna korespodencija (22).

Očni pokreti nisu koordinirani čak i do šestog mjeseca života. Foveja i cilijarni mišić u ranom djetinjstvu još nisu razvijeni. Na kraju druge godine života vidna oštrina je 0,5, a na kraju treće godine 0,66. Puna vidna oštrina doseže se završetkom predškolske dobi, paralelno s razvojem binokularnosti, u petoj godini života. Fiksacijski refleks javlja se od desetog do dvanaestog dana života, a učvršćuje za jedan do dva mjeseca. To znači da će tek nakon drugog mjeseca života dijete moći kratkom pažnjom pratiti velike i šarene predmete koji se kreću kroz vidno polje. Refleks fuzije i konvergencije javlja se oko šestog mjeseca, a akomodacija do druge godine života. Do četvrte godine života formira se NRKK, a potpuni binokularni vid sa stereovidom od šetste do desete godine života (23).

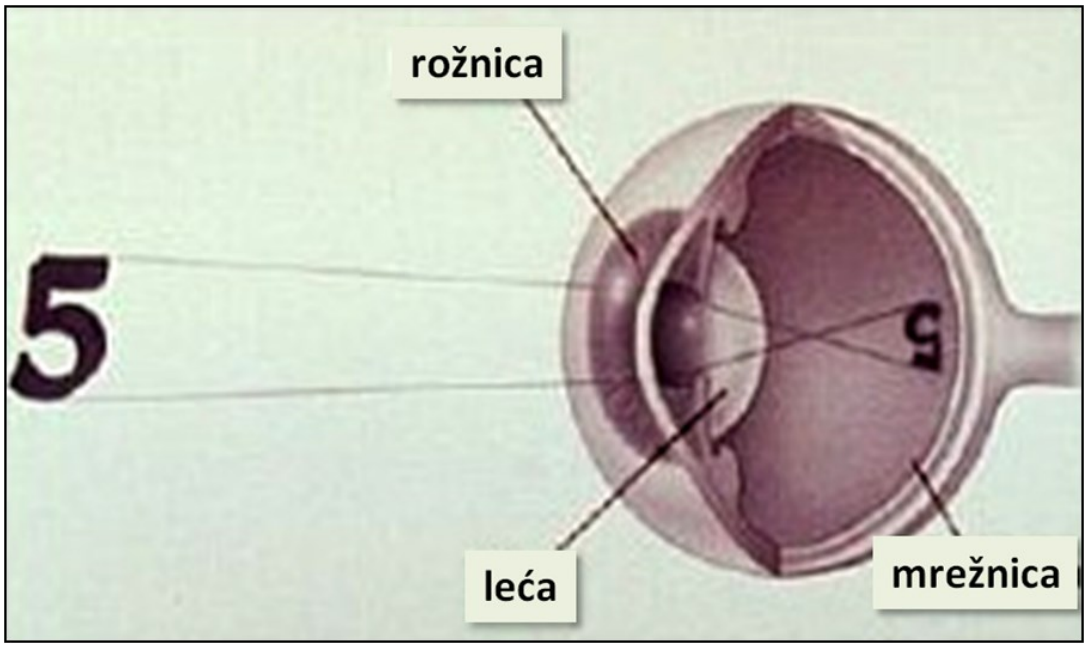
1.4.3. Vid i osjetilo vida

Ljudsko oko (lat. oculus) je parni organ koji prima svjetlosne podražaje na razini retinalnih stanica fotoreceptora, štapića i čunjića, čime započinje proces vida. U oku postoje četiri vrste različitih vidnih osjeta koji se lokaliziraju u okolnom svijetu. Kod normalne mrežnice i intaktnih optičkih puteva razlikuju se osjeti za svjetlo, pokret, oblik i boju. Oko se stalno prilagođava količini svjetla koja u njega ulazi, stavlja u žarišta predmete u blizini i u daljini i stvara neprekidne slike koje se prenose u mozak. Izuzev čovjekove dobro razvijene akomodacijske sposobnosti oka, tako da posjeduje dobru vidnu oštrinu za daljinu i blizinu, i njegova sposobnost razlikovanja boja je vrlo dobro razvijena. Također se može relativno brzo prilagoditi na svjetlost i tamu.

Periferni mrežični dijelovi, na kojima se nalaze štapići, osjetljivi su na pokret i na nizak intezitet svjetlosti te su odgovorni za vid u sumraku (mezopički vid) i noću (skotopički vid). Čunjići su odgovorni za osjet oblika, vid danju (fotopički vid) i osjet boja. Čunjići, njih oko 7 milijuna, osjetljivi su na tri osnovne boje (crvenu, zelenu i plavu), pa podraživanjem tih čunjića u različitim brojčanim odnosima doživljavamo sve boje u vidljivom dijelu spektra Osjet oblika je sposobnost razlikovanja predmeta u prostoru njihovom veličinom, granicama i položajem. Osjet oblika uključuje ispitivanje centralne vidne oštrine, steroskopskog vida te kontrastne osjetljvosti i najjače je izražen u foveji. Osjet kontrasta je sposobnost percepcije malih razlika osvijetljenosti između areala koji nisu jasno omeđeni granicama. Vid i osjetilo vida ovise o vidnoj oštrini, refrakciji i akomodaciji oka te količini svjetla u okolini (23).

1.4.4. Nastajanje slike na mrežnici i u okcipitalnoj regiji mozga

Gleda se s pomoću dva oka, a vidi se samo jedna slika. Zrake svjetla padaju na rožnicu i prolaze kroz zjenicu te ulaze u leću koja ih lomi. Potom prolaze kroz staklovinu i padaju na mrežnicu. U žutoj pjegi mrežnice slika je najjasnija. Slika nastala na mrežnici je realna, obrnuta i umanjena, Slika 6.



Slika 6. Nastajanje slike na mrežnici

(preuzeto sa www.znanje.org)

Zato što svijet ne vidimo naopačke, zaslužan je mozak. Vidne stanice mrežnice primaju svjetlosne podražaje i pretvaraju ih u električne impulse. Naime, vidni živac prenosi podražaje

u središte vida kore velikog mozga. Stoga možemo reći da okom gledamo, a mozgom vidimo. Nadzor nad pokretima očiju i refleks na svjetlo prenose vidna vlakna koja idu i u pretektalne jezgre mezencefalona, a brze pokrete očiju u određenom smjeru omogućuju vlakna usmjerena u gornjim kolikulima. Vidna kora se može podijeliti na: primarnu, u području fisure kalkarine okcipitalnog režnja gdje završava većina direktnih signala iz očiju (tu se provodi analiza vidnih oblika, boja), i sekundarnu vidnu koru (asocijacijska područja) ispred, iznad i ispod primarne vidne kore, gdje se različiti aspekti vidne slike raščlanjuju i analiziraju kao odvojeni dijelovi (analiza trodimenzionalnih oblika, kretanja tijela, prepoznavanje slova). Area striata desne polutke zaprima vlakna iz desnih polovica mrežnice kao i podražaje iz lijevih polovica vidnog puta. U areji strijati lijeve polutke završavaju vlakna iz lijeve polovine mrežnice koja prenosi podražaje iz desne polovine vidnog polja. Donje polovine mrežnice primaju dojmove iz gornjih polovina vidnog polja, a gornje iz donjih (24), Slika 6.

1.5. Vidna oštrina

1.5.1. Ispitivanje vidne oštrine

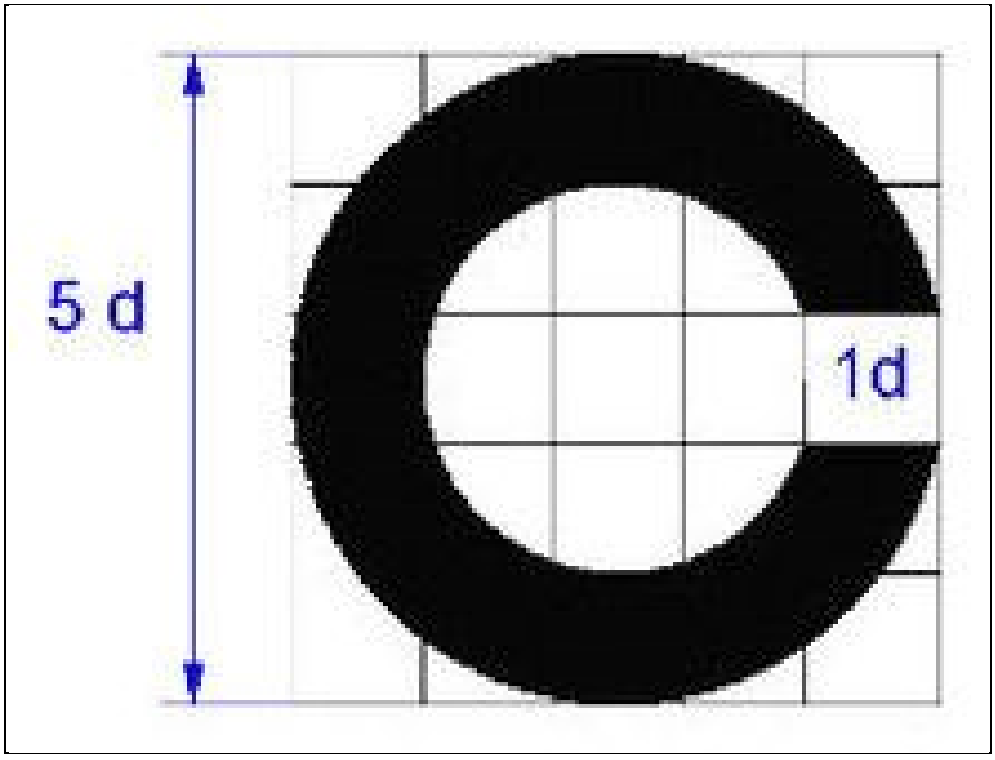
Za ispitivanje vidne oštrine oka koriste se subjektivne i objektivne metode. Subjektivna metoda obuhvaća aktivno sudjelovanje ispitanika kojem određujemo središnju vidnu oštrinu, bez korekcijskih leća, Vs.c. (visus naturalis) i s njima, i na taj način procjenjujemo stanje refrakcijskog sustava oka. Ispitivanje započinje određivanjem Vs.c. To je monokularno i binokularno ispitivanje središnje vidne oštrine s pomoću standardnih optotipa po Snellenu s udaljenosti od 6 metara i izražava se u obliku razlomaka (6/60 – 60/60). Ispitivanje s pomoću takvih optotipa izražava se najčešće u obliku decimalnih brojeva kao što su 1.0 do 0.1 ili manje ili u postotku 100 % do 10 % ili manje vidne oštrine. Postavljanjem sferičnih i/ili cilindričnih leća određene jakosti nastoji se postići vidna oštrina 1,0 po Snellenu.

Za ispitivanje vidne oštrine na blizinu najčešće su u uporabi Jagerove tablice koje se koriste na udaljenosti od 30 do 40 cm (25). Objektivne metode, skijaskopija - retinoskopija i automatska refraktometrija, uvjetovane su isključivanjem akomodacije s pomoću cikloplegika. Skijaskopija – retinoskopija osniva se na promatranju i neutraliziranju sjene u zjeničnom otvoru pri pomicanju skijaskopa – retinoskopa. Neutraliziranje sjene provodi se s pomoću radnih leća, a ispitivanje u zamračenoj prostoriji pri udaljenosti između očiju ispitanika i ispitivača od 1 metra. Automatska refraktometrija radi se s pomoću

kompjutoriziranih refraktometara čija je prednost brzina određivanja refrakcijskih pogrešaka, kao i mogućnost pregleda većeg broja ljudi u kraćem vremenu (26).

1.5.2. Optotip

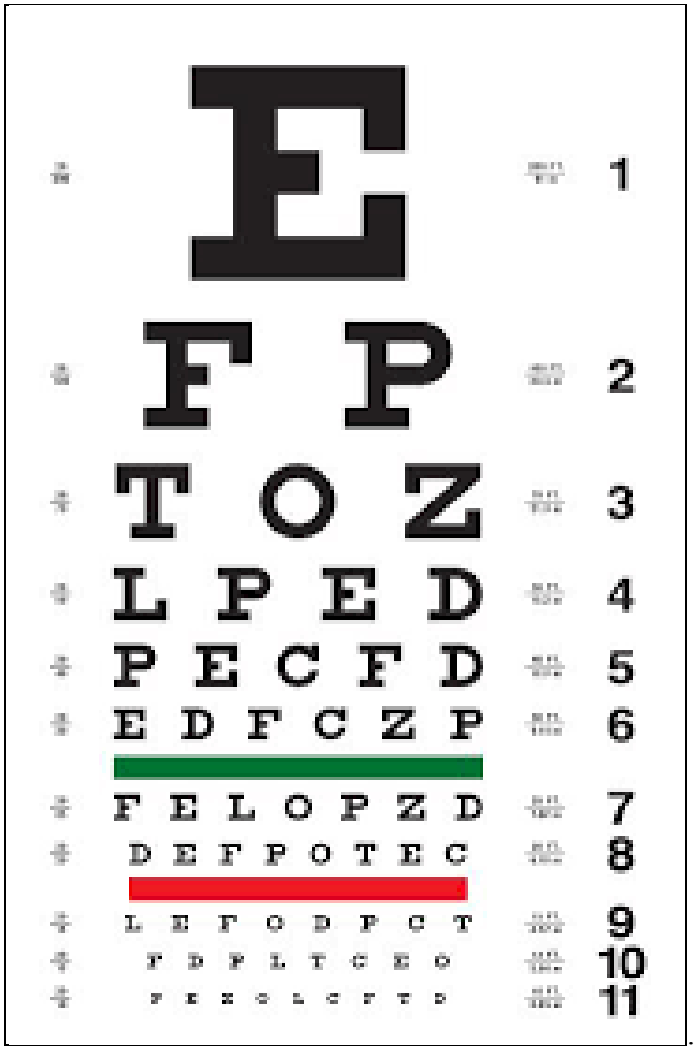
Optotip čine slova, brojevi, slike ili znakovi različitih veličina koji su konstruirani na poseban način, tako da je svaki znak upisan u jednom kvadratu čija stranica čini kut od 5 minuta, a petina stranice kvadrata čini kut od jedne minute. Unutar tog kvadrata nalazi se 25 manjih kvadratića koji odgovaraju području od 25 čunjića gdje se stvara slika predmeta – optotipa, Slika 7.



Slika 7. Optotip

Najčešće su korišteni standardizirani optotipi po Snellenu pri udaljenosti ispitanika od 6 metara, Slika 8. Obično se sastoje od slova poredanih vertikalno od većih prema manjima, u 11 ili više redova. U dječjoj dobi češće su u uporabi Pflugerove kuke i Landoltovi prstenovi (26). Vidna oštrina izražava se formulom V = d/D, gdje V predstavlja vidnu oštrinu, d daljinu s koje se ispituje, a D daljinu s koje bi emetrop trebao jasno vidjeti ispitivane znakove. Ako ispitivano oko ne može čitati najveće brojke ili slova na tabeli standardiziranoj za udaljenost od 6 metara, onda je njegova V manja od 0.1, tj. manja od jedne desetine normalne vidne oštrine. U takvom slučaju ispitanik se pomiče bliže tablici do udaljenosti od 1 metra. Ako ni

tada ne vidi tabelu, V ispitujemo brojenjem prstiju ili opažanjem pokreta ruke ispitivača ispred lica ispitanika, a dobiveni rezultat se može kvantificirati. Ako ispitanik ne broji prste ili ne opaža pokrete ruke ispred lica, treba utvrditi postoje li projekcija i osjet svjetla (27, 28).



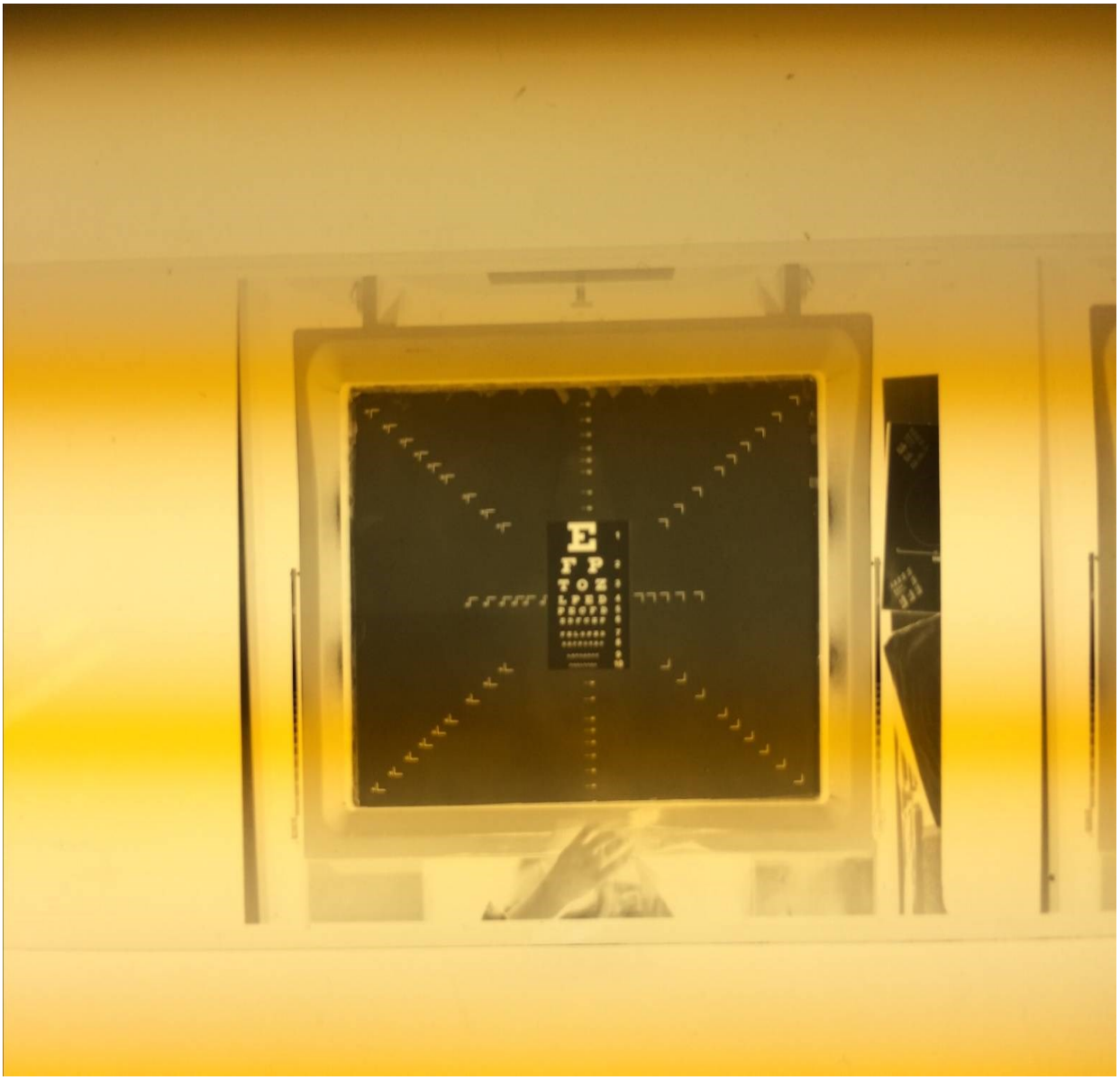
Slika 8. Snellenov optotip

(preuzeto s www.zdravlje.eu)

1.5.3. Vidni test za ispitivanje vida na blizinu u dentalnoj medicini

Optotipovi koji su najčešće u uporabi u ispitivanju vidne oštrine na blizinu nisu dovoljno senzitivni za ispitivanje vidne oštrine pod povećanjima, odnosno u ispitivanju vidne oštrine u radu stomatologa s lupama. Prof. Eichenberger i autori su za ispitivanje vidne oštrine u radu stomatologa na blizinu napravili minijaturni vidni test s E-optotipovima. Minijaturizacija je postignuta visoko preciznim tehnikama na dijapozitivu filma. Veličina tablice vidnog testa je 5.2 x 2.8 mm (29).

Za potrebe ispitivanja vidne oštrine u dentalnoj medicini metodom holografske interferometrije napravljen je minijaturni Snellenov optotip zahvaljujući Hrvatskom državnom arhivu, Zagreb, središnjem Fotolaboratoriju, i profesionalnom fotografu Ivanu Posavcu. Predložak A4 Snellenovog optotipa, napravljen u visokoj rezoluciji, isprintan je i presinimljen na 35-milimetarskom crno-bijelom mikrofilmu. Za snimanje je korištena mikrofilmska kamera, dokumator Zeutschel, te je napravljena najveća redukcija od 28,5x u odnosu na početnu veličinu predloška A4 Snellenovog optotipa visoke rezolucije. Minijaturni Snellenov optotip za ispitivanje vidne oštrine u radu stomatologa na blizinu je veličine 5,2 x 2,8 mm, a dimenzije optotipa su od 0,05 do najvećeg optotipa od 0,6 mm, Slika 9.



Slika 9. Minijaturni Snellenov optotip (pod povećanjem od 4x)

(sa zahvalnoću Hrvatskom državnom arhivu)

1.6. Vidna oštrina i magnifikacije u stomatologiji

1.6.1. Ergooftalmologija

Ergooftalmologija istražuje pitanje vidnih sposobnosti i njihovih odnosa prema okolnostima radnog procesa za očuvanje vida tijekom života. Naprezanje očiju s nekorigiranom refrakcijskom greškom ili mišićnom neravnotežom u okolnostima s neodgovarajućim osvjetljenjem može uzrokovati očnu bol i osjećaj nelagode, glavobolje, migrene i opće slabosti (30). Normalan vid ima sposobnost adaptacije na različite stupnjeve inteziteta i kakvoće osvjetljenja. Vid je oslabljen pri adaptaciji na tamu i uz slab intezitet osvjetljenja. Oporavak vida je proporcionalan logaritmu intenziteta osvjetljenja, međutim, pri jakom osvjetljenju vidna oštrina se smanjuje zbog zablještenja.

Na vidnu oštrinu, osim osvjetljenja, utječe i veličina zjenice kao i kontrast između područja koje promatramo i okolnog područja. U vidnom polju treba izbjegavati velike kontraste, zablještenja svjetlom, refleksiju svjetla u oči, trepereće svjetlo. Izvor svjetla treba postaviti sa strane i iza radnog mjesta, ako je moguće. Higijena vida uključuje i zaštitu očiju od oštećenja fizikalnim i kemijskim noksama u ljudi koji su više izloženi, te oftalmološki pregled svake dvije godine (31). Optimalni ergonomski uvjeti za rad stomatologa uključuju i korištenje magnifikacijskih pomagala u vizualiziranju oralne šupljine, koji su među najvećim izazovima u dentalnoj medicini (30,31). Korištenje magnifikacija pridonosi ergonomskoj radnoj posturi.

1.6.2. Osnove magnifikacije u dentalnoj medicini

Optika je grana fizike koja proučava svojstva svjetlosti i njenog međudjelovanja s materijom. Svjetlost je dio spektra elektromagnetskog zračenja koje obuhvaća vidljivo svjetlo, ono što ljudsko oko vidi, infracrveno i ultraljubičasto zračenje. Primijenjena optika se bavi konstrukcijom i optimizacijom optičkih elemenata kao što su leće, zrcala, prizme, objektivi, okulari, mikroskopi, teleskopi (32). Optičko povećanje ili magnifikacija je proces uvećanja slike predmeta, no ne i fizičkog oblika predmeta. Magnifikacija se koristi pri detaljizaciji predmeta, povećenju rezolucije, korištenju mikroskopa, te u printanim i digitalnim tehnikama. Prirodna magnifikacija postiže se pomicanjem objekta što bliže očima, koliko akomodacija dopušta, te se na retini stvara uvećana slika predmeta, koliko je to moguće. Optička povećanja mogu biti linearna i angularna. Linearno povećanje se definira kao omjer visine slike i visine predmeta. Kutno povećanje govori koliko nam neki objekt izgleda većim nego kad ga promatramo golim okom. Izračunava se tako da podijelimo fokusnu duljinu objektiva i okulara (33). Tako, ukoliko imamo teleskop s fokusnom duljinom od 1250 mm, a okular ima

fokusnu duljinu od 10 mm, povećanje će iznositi 125x. Maksimalno povećanje koje može dati neki teleskop se izračunava tako da se pomnoži promjer objektiva u mm s 2. Magnifikacijska pomagala pojačavaju produktivnost i povećavaju stupanj kvalitete stomatološkog rada. Rad bez magnifikacijskih pomagala uvjetuje položaj glave i vrata u neuravnoteženoj poziciji prema naprijed i može biti razlog profesionalnom oboljenju tenzijskog vratnog sindroma. Simptomi tenzijskog vratnog sindroma uključuju glavobolje, kronične bolove u vratu, ramenima, interskapularne regije s propagacijom boli u ruke. Cervikalna degeneracija diskova kralježnice i spondiloza također mogu rezultirati dugotrajnim nepravilnim položajem glave i vrata pri stomatološkom radu (34).

1.6.3. Magnifikacijska pomagala u dentalnoj medicini

U stomatološkim ordinacijama koriste se tri osnovna tipa magnifikacije: LCD ekrani, kirurški operativni mikroskopi i lupe ili teleskopi (35). Ergonomsko korištenje magnifikacija podrazumijeva adekvatan odabir, prilagodbu, razdoblje akomodacije i adaptacije na pomagalo kao i uočavanje beneficija od magnifikacije. Korištenje LCD ekrana i operativnih mikroskopa omogućuje neutralnu poziciju glave (uho - ispred - ramena). Dobro dizajnirane lupe omogućuju radnu posturu s nagibom glave prema naprijed za manje od 25^{o} i na taj način poboljšavaju muskuloskeletnu potporu i smanjuju mogućnost tenzijskog vratnog sindroma. Magnifikacija lupama postiže se od 2,0x do 5,0x. Za dentalne asistente se preporučuje korištenje lupa povećanja 2,0x - 2,5x, za opće stomatologe 2,5x - 3,5x, a za endodonciju / parodontologiju 3,5x - 4,5x ili više (36). Dva su osnovna oblika lupa: TTL (eng. through the lens) i flip-up lupe. TTL lupe na naočalne leće imaju ugrađene i fiksirane lupe. Najčeše korištene magnifikacije u stomatologiji jesu lupe ili teleskopi. Ergonomski kriteriji za opis i karakterizaciju magnifikacija su: deklinacijski kut, radna distanca te veličina i oblik okvira (37). Kut koji oči zatvaraju prema pogledu dolje u područje radne zone je deklinacijski kut. Lupe s dobrim deklinacijskim kutom omogućuju stomatologu / operateru rad s minimalnim pomakom glave prema naprijed. Što je deklinacijski kut strmiji, radna postura s pomakom glave prema naprijed je manja od 25˚. Deklinacijski kut za flip up lupe je od 20˚ do 30˚, a za TTL od 25˚ do 40˚ (35,37). Radna distanca je definirana kao distanca od očiju do radnog prostora. Ako je radna distanca prekratka, može dovesti do pretjerane fleksije vrata i posljedičnih komplikacija. Radna distanca je individualna i najbolje se mjeri ukoliko stomatolog sjedi u naturalnoj poziciji s razinom lakat stomatologa - usna šupljina pacijenta u ravnini ili do 4 cm iznad. Optimalna radna distanca je između 30 i 40 cm (38). Prigodom odabira veličine i oblika okvira treba zahtijevati da lupa bude ugrađena što niže u okvir

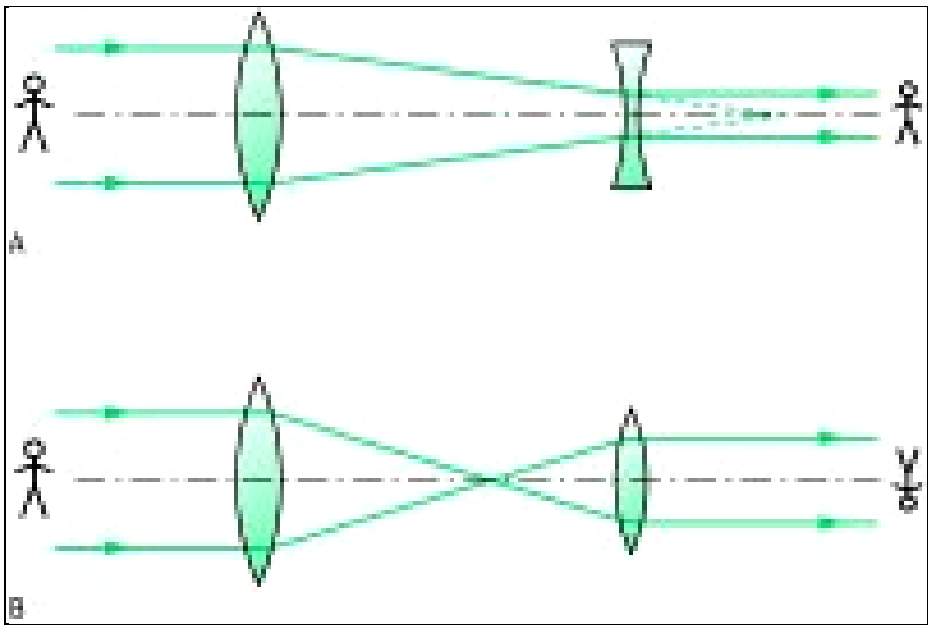
nosača, ovisno o zjenici i konvergenciji. Doprinos ergonomskim uvjetima rada, pa i vidnim zahtjevima, je i iluminacija prostora kao i radne zone. Preporuka je da operacijsko svjetlo bude paralelno ili do 15˚ od vidne linije operatera te da operacijsko svjetlo bude diskretno iza glave operatera ili stomatologa. Stomatološka ordinacija mora biti osvijetljena prirodnim i umjetnim izvorom svjetla od 250 do 500 lux. Prednost sunčevog svjetla je njegova difuzija i bogatije je svjetlosnom radijacijom kratkih valova plavo i ljubičasto nego umjetno osvjetljenje (39).

1.6.4. Galilejevi i Keplerovi optički sustavi

Postoje dva sustava leća koja se koriste u izradi teleskopskih naočala: Galilejev sustav i Keplerovi sustavi, Slika 9. Teleskop je optički sustav sastavljen od dviju leća, objektiva i okulara, namijenjen za promatranje udaljenih predmeta. Keplerov teleskop koristi dvije konvergentne leće, a Galilejev teleskop jednu konvergentnu i jednu divergentnu leću na udaljenosti. Teleskopski sustavi za magnifikaciju postižu povećenje slike promatranog predmeta na mrežnici kombinacijom angularne magnifikacije i magnifikacije na osnovi mijenjanja udaljenosti promatranog predmeta (40). Važni pojmovi pri odabiru teleskopskog sustava su dubinska oštrina**,** žarišna udaljenost**,** vidno polje te optička apertura (eng. lens speed). Dubinska oštrina podrazumijeva raspon udaljenosti pri kojoj je slika oštra. Dubinska oštrina je manja što je jače povećanje. Keplerovi teleskopi imaju za dano povećanje i veću dubinsku oštrinu od Galilejevih. Žarišna udaljenost je udaljenost pri kojoj se za dano povećanje slika vidi oštro. Što je jače povećanje, udaljenost na kojoj se slika vidi oštro je manja, posebice na blizinu. Keplerovi teleskopi imaju za danu magnifikaciju veću fokalnu udaljenost od Galilejevih što ih čini ugodnijima za rad. Optička apertura (eng. lens speed) ovisi o promjeru objektiva: veći promjer objektiva "sakuplja" više svjetla, te time omogućuje gledanje i pri slabijem svjetlu (41). Keplerovi sustavi imaju znatno užu optičku aperturu od Galilejevih. Galilejev sustav je manji i jeftiniji, međutim, nedostaci su mu manja mogućnost povećanja u odnosu na Keplerov sustav, a za isto povećanje manja žarišna udaljenost i manje vidno polje. Prednosti Keplerovog sustava su mogućnost većeg povećavanja, s obzirom na povećanje, šire vidno polje, te s obzirom na povećanje, žarišnu udaljenost veću nego kod Galilejevih sustava. Nedostaci su mu da je skuplji, teži te je složeniji za izradu i osjetljiviji na pad ili udarac (42). Postoji više vrsta teleskopskih sustava za magnifikaciju. Ovisno o udaljenosti promatranja, postoje sustavi za promatranje predmeta na blizinu, sustavi za promatranje predmeta na daljinu, te kombinirani sustavi za daljinu i blizinu. Ovisno o načinu ugradnje, postoje ručni sustavi te teleskopske naočale kod kojih su sustavi ugrađeni u okvir

naočala. Ovisno o aplikaciji, postoje monokularni i binokularni sustavi. Teleskopski sustavi za promatranje predmeta na daljinu služe, prije svega, za gledanje televizije ili uopće za korištenje u zatvorenom prostoru. Teleskopski sustavi za promatranje predmeta na blizinu služe, prije svega, za gledanje na blizinu na jednu određenu udaljenost. Prednost je da se može koristiti i binokularno. Kombinirani teleskopski sustavi koriste se za promatranje na daljinu i blizinu.

Osnovni model je za gledanje na daljinu, na koji se dodaje dodatna leća ili sustav leća za magnifikaciju za blizinu. Postoje i zoom modeli za izoštravanje na različite udaljenosti. Prednost je da postoji samo jedan osnovni nosač sustava za obje udaljenosti. Nedostatak je da se ovaj sustav koristi za daljinu binokularno, za blizinu se može koristiti samo monokularno. Ručni teleskopski sustavi praktični su za kratkotrajne vidne zadatke, posebice na daljinu, i nije potreban nosač sustava te je jeftiniji (43).



Slika 10. Teleskopski sustavi: A - Galilejev; B - Keplerov

(preuzeto s http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/Kepler+telescope)

1.6.5. Teleskopske naočale

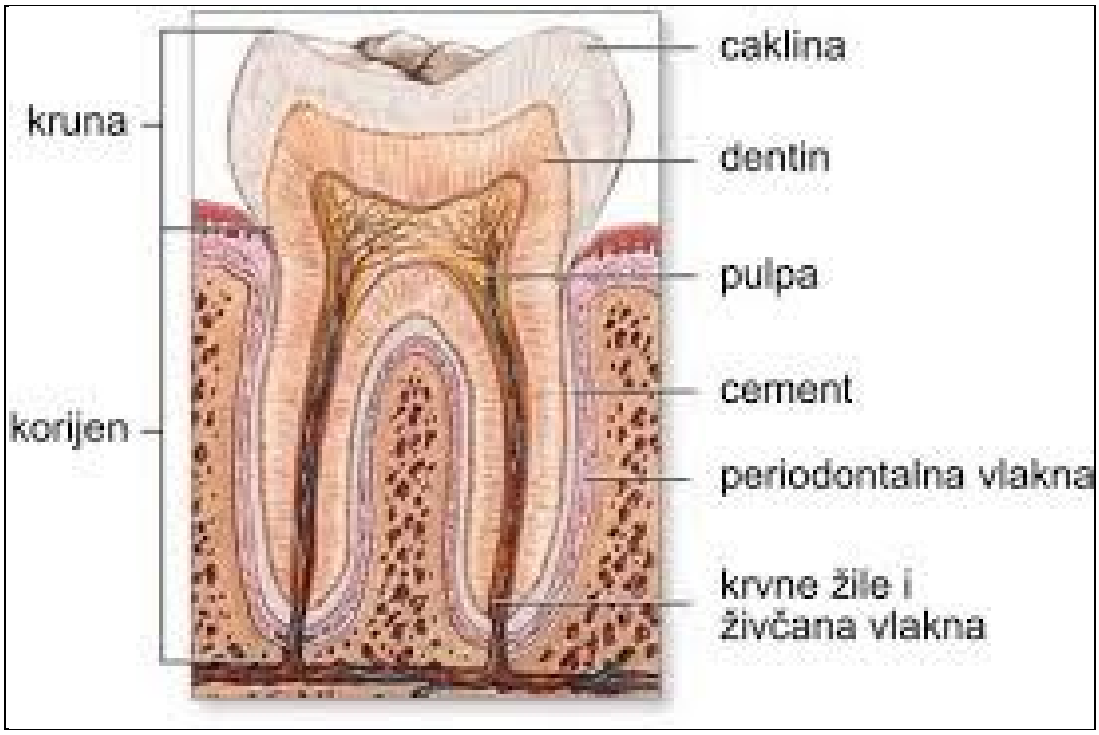
Teleskopske naočale danas su najčešći način izrade teleskopskih sustava. Prednosti se očituju u tome što osoba ima mogućnost binokularnog korištenja, slobodne ruke za obavljanje drugih zadataka te optimalno pozicioniranje okulara u odnosu na vidnu os. Nedostaci su zamjetno veća cijena, činjenica da su nepraktične za korištenje izvan kuće i za kratkotrajne vidne zadatke te se ne smiju koristiti pri kretanju. Keplerovi sustavi su nešto teži od Galilejevih zbog većih povećanja te samim time mogu uvjetovati veći diskomfort kod nošenja teleskopskih naočala (42, 43). Prigodom ordiniranja teleskopa nužni su: oftalmološko-refrakcijska korekcija ametropije / prezbiopije, određivanje statusa bulbomotorike i reakcije zjenica, odabir i optimalno prilagođavanje optičkog sustava s određivanjem pupilarne distance, vertex distance, odnosno udaljenosti vrha rožnice do centra naočalne leće, te odabir najmanje magnifikacije kojom se može postići kontrola operativnog polja i kvaliteta rada na određenoj radnoj udaljenosti. Također se određuje i oblik nosača teleskopskih sustava, TTL ili flip-up sustav (44).

Na početku nošenja i korištenja teleskopskih naočala mogu se pojaviti problemi adaptacije kao što su: zamagljeni vid, očni umor, glavobolja, dvostruka slika te problemi s prilagodbom na optički sustav. Vrijeme prilagodbe je individualno (43, 44).

1.7. Mehaničke vibracije u dentalnoj medicini

1.7.1. Građa zuba i parodonta

Zub je sastoji od krune, vrata i korijena. Kruna je dio koji se nalazi u usnoj šupljini, vrat je dio na kojemu kruna prelazi u korijen na razini zubnog mesa, a korijen je dio zuba pričvršćen u koštanu čašicu, alveolu. Zub je građen od tri glavna tvrda tkiva: cakline, dentina i cementa, te zubne pulpe, mekog tkiva koje se nalazi u središtu zuba (45), Slika 11.



Slika 11. Struktura zuba i parodonta

(preuzeto s www.bib.irb.hr)

Caklina je visoko mineralizirano tkivo velike tvrdoće te štiti zub od trošenja tijekom žvakanja. Caklina nastaje tijekom razvoja zuba prije nego što on nikne u usnoj šupljini i njeno stvaranje nije moguće nakon nicanja zuba. Dentin je tvrdo tkivo, manje mineraliziran od cakline, žućkaste je boje i od njega je izgrađen najveći dio zuba. Mekši je od cakline, elastičniji i podložniji trošenju. U području krune, dentin je u cijelosti pokriven caklinom, a na korijenu ga pokriva cement. Kada zbog oštećenja cakline dentin postane izložen usnoj šupljini, on je vrlo podložan karijesu i mehaničkim oštećenjima. Specifičnost dentina je da je njegovo stvaranje moguće tijekom cijelog životnog vijeka zuba. Dentin se kontinuirano stvara u svakom zdravom zubu, tako da se njegova debljina sa starošću povećava te se dodatno pojačano stvara pri različitim podražajima, karijesu, brušenju zuba. Daljnja specifičnost dentina je njegova mikroskopska građa od mnoštva sitnih cjevčica u kojima se nalaze produžeci odontoblasta. Cjevčice su ispunjene tekućinom, a njezino pomicanje uzrokuje osjet boli. Izravni kontakt dentina s toplom, hladnom ili slatkom tekućinom ili, pak, struganje po dentinu uzrokuje pomicanje tekućine u cjevčicama, a to pomicanje živčani završeci na njihovim krajevima registriraju kao bol. Kod zdravog zuba, dentin je u potpunosti zaštićen caklinom te ovi podražaji ne uzrokuju bol. Bol se javlja tek u slučaju oštećenja dijela cakline pri čemu je dentin direktno izložen podražajima iz usne šupljine (46). Zubna pulpa je vezivno

tkivo koje se nalazi u središtu zuba. Najvažnije stanice pulpe su odontoblasti, stanice koje proizvode dentin. Nalaze se na cijeloj vanjskoj površini pulpe i pružaju svoje nastavke u dentinske cjevčice. Oni stvaraju dentin tijekom razvoja zuba, ali i tijekom cijelog života. Sporim doživotnim odlaganjem dentina prostor pulpe se smanjuje, a sloj dentina povećava. Također se zbog odlaganja dentina smanjuju dimenzije dentinskih cjevčica, a neke od njih se u potpunosti zatvaraju. Ova pojava zove se sklerozacija i razlog je da su kod starijih ljudi zubi često potpuno neosjetljivi na vanjske podražaje. Iz istog razloga su zubi mlađih osoba osjetljiviji, budući da oni imaju tanji sloj dentina i dentinske cjevčice većeg promjera. Cement je tvrdo tkivo slično kosti koje u tankom sloju prekriva korijen zuba. U njega su uložene kolagene niti koje učvršćuju zub u alveoli. Ako zbog parodontne bolesti dođe do oštećenja cementa, on se nadomješta posebnim tipom cementa u koji se više ne mogu učvrstiti kolagene niti pa dolazi do slabijeg pridržavanja zuba u alveoli, odnosno njegovog rasklimavanja (47). Parodontom se nazivaju tkiva koja se nalaze oko zuba i učvršćuju ga u njegovom ležištu, koštanoj čašici (alveoli). Parodont je građen od četiri glavna tkiva: parodontnog ligamenta, gingive, cementa i alveolarne kosti. Gingiva je sluznica kojom je pokrivena alveolarna kost, dio čeljusti koji nosi zube.

Uz sam vrat zuba gingiva oblikuje tzv. epitelni pričvrstak koji štiti parodontni ligament od utjecaja iz usne šupljine. Upravo ovo tkivo je prvo oštećeno kod parodontitisa. Parodontni ligament je vezivno tkivo koje ispunjava prostor između zuba i kosti. Sadržava kolagena vlakna koja su s jedne strane pričvršćena za kost, a s druge za cement zuba. Ova vlakna učvršćuju zub u alveoli i omogućuju prihvaćanje vrlo velikih sila koje se razvijaju tijekom žvakanje. Alveolarna kost je dio čeljusti koji nosi zube. Izvana je pokriven gingivom, a u njezinim čašicama (alveolama) smješteni su korijeni zubi. Kao i svaka druga kost u tijelu, alveolarna kost se stalno pregrađuje. To znači da se tijekom cijelog života resorbira postojeća kost i odlaže nova. Pregrađivanje kosti može biti potaknuto vanjskim silama, primjerice pri ortodontskom pomicanju zubi, gdje se primjenom strogo kontroliranih sila stimulira pregradnja kosti (45, 46, 47).

1.7.2. Mehaničke vibracije u dentalnoj medicini

Većina ljudskih aktivnosti uključuje vibracije u jednom od njihovih pojavnih oblika.
Vibracije predstavljaju oscilatorno kretanje čvrstih tijela ili čestica čvrstih tijela u području infrazvučnih i djelomično zvučnih frekvencija. Ljudsko tijelo, posebice ljudsko uho (bubnjić), apsorbira vibracije od 1 do 20.000 Hz.

Na Slici 12. prikazana je vremenska funkcija vibracije, a opis vibracije je

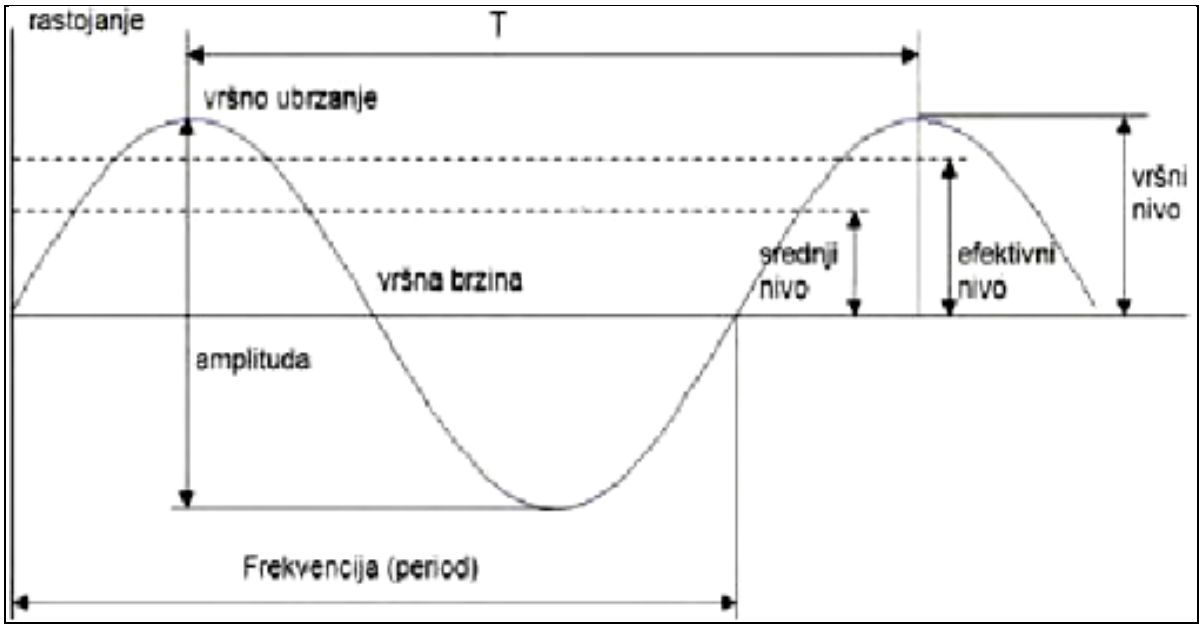
$$x(t) = A \cdot sin\left(2\pi \frac{t}{T}\right)$$

gdje je $x(t)$ elongacija (trenutačna udaljenost materijalne točke od ravnotežnog položaja), A je amplituda (maksimalna vrijednost elongacije), a T je period (vrijeme trajanja jednog titraja).

Frekvencija (broj titraja u jedinici vremena) se dobije kao

$$f = \frac{1}{T}$$

Kretanje je periodično ukoliko točka nakon određenog intervala zauzima polazni položaj.



Slika 12. Vremenska funkcija vibracija (48)

Budući da se karakteristike vibracija pri istoj frekvenciji mijenjaju tijekom vremena, taj složeni oscilatorni proces nastoji se prikazati jednim pokazateljem pa se izračunava efektivna vrijednost vibracija za svaku mjerenu frekvenciju (najčešće u frekventnom spektru od 1 do 80 Hz, i to u razmaku od jedne trećine oktave – oktave su frekventni intervali u kojima se provode mjerenja i mogu se podijeliti na terce). Odavno je poznato da efekti direktnih vibracija na ljudsko tijelo mogu izazvati velike posljedice (zamagljen vid, gubitak ravnoteže, gubitak koncentracije...), a neke vibracije mogu čak i trajno oštetiti unutarnje organe čovjeka. U praksi se najčešće mjeri veličina ubrzanja vibracije i usvojena je u međunarodnim standardima kao pokazatelj dopustivog izlaganja vibracijama. S obzirom na smjer širenja, vibracije mogu biti vodoravne, okomite, kružne, poprečne ili višesmjerne (48, 49).

Mehanički utjecaj vibracija na ljudsko tijelo može se podijeliti prema dijelu tijela na koje mehanička vibracija ima utjecaj (49):

a) glava - vrat - ramena (20 - 30 Hz),
b) ruka - šaka (8 - 16 Hz),
c) trbuh - kralježnica (5 - 10 Hz),
d) kuk (2 - 3 Hz),
e) noge (20 - 30 Hz).

Prema visini frekvencije vibracije se mogu podijeliti u tri grupe (50):

a) vibracije koje izazivaju tzv. morsku bolest *(*engl. motion sickness) u frekventnom području 0,1 - 0,63 Hz,
b) vibracije koje se prenose na cijelo tijelo u frekventnom području 1 - 80 Hz,
c) vibracije koje se prenose na sistem šaka – ruka u frekventnom području 6,3 - 800 Hz.

Da bi se objektivno utvrdio štetni utjecaj vibracija na ljudsko tijelo, provedena su brojna istraživanja na osnovi kojih su postavljene granice dopuštenog izlaganja, te se prema međunarodnim normama (ISO 5349) granično izlaganje vibracijama definira na tri razine (50):

a) razina vibracija koje izazivaju umor i narušavaju efekt rada radnika,
b) razina vibracija koje narušavaju zdravlje radnika na pojedinom radnom mjestu i dvostruko je viša od razine propisanog u prethodnoj točki (za 6 dB viša razina od razine u točki a),
c) razina vibracija koje narušavaju komfor na pojedinom radnom mjestu i 3,15 puta je niža od razine propisane u točki a) (10 dB niža razina nego u točki a).

Pri razmatranju štetnog djelovanja vibracija bitna su četiri parametra: smjer djelovanja vibracija, vrijeme izlaganja, razina vibracija i frekvencijska karakteristika osjetljivosti.
Kao biomehaničke uzroke profesionalnih rizika u dentalnoj medicini navode se: nepravilan položaj tijela tijekom rada, ponavljajuće kretnje, dugotrajno mehaničko naprezanje i vibracije (51). Izloženost vibracijama djelatnika dentalne medicine, osobito doktora dentalne medicine i dentalnih tehničara, bila je znatna, međutim, sve modernijim mikromotorima s brzinom okretaja koji proizvode najmanje vibracija ta se izloženost bitno smanjila.

Djelovanje vibracija štetnih obilježja očituju se u oštećenju mikrovaskulature, perifernih živaca, kostiju i zglobova udova na koje se vibracije prenose (52). Učestala bolest među doktorima dentalne medicine i dentalnim tehničarima je sindrom karpalnog kanala uslijed učestale uporabe vibrirajućih instrumenata koji vrše kompresiju na N. medianus, te

Raynaudov sindrom ili, tzv., bijeli prsti, a rizik se povećava s dobi i dugotrajnijom profesionalnom izloženosti. Instrumenti i hvatišta uređaja moraju biti oblikovani tako da uz optimalno držanje u ruci i što manje pritiska imaju odgovarajući učinak. Isto tako, poželjno je izbjegavati dugotrajan rad s uređajima koji stvaraju vibracije kako bi se izbjegla profesionalna oštećenja (53).

1.7.3. Mehaničke vibracije i vidna oštrina

Ispadi u vidnom polju posljedica su opstrukcije vidne slike, promjena u samoj retini ili promjena u vidnom putu (54). Ispadi uzrokovani opstrukcijom vidne slike ili disfunkcijom mrežničnih receptora obično imaju konfiguraciju koja odgovara obliku opstrukcije (zamućenju rožnice, leće ili staklovine) ili fokalnoj mrežničnoj leziji koja se vidi oftalmoskopski (55 - 57). Ispadi uzrokovani poremećajem provođenja u vidnom putu imaju tri bazične konfiguracije koje relativno precizno odgovaraju lokalizaciji lezije. Lučni ispadi odgovaraju leziji vidnog živca, centrocekalni skotomi leziji aksisa, bitemporalni hemianopski ispadi leziji hijazme vidnog živca, te homonimni hemianopski leziji koja se nalazi iznad hijazme (viši dijelovi vidnog puta).

Mehaničke vibracije utječu na organizam preko gornjih ekstremiteta te uzrokuju promjene u krvožilnom, nervnom i koštano-zglobnom sustavu. Mehaničke vibracije nastaju uslijed rada raznih strojeva u dentalnoj medicini koji sadrže pomične dijelove. Glavni izvor mehaničkih vibracija su vibrirajući instrumenti na motorni ili zračni pogon, kao i nisko i visoko brzinski ručni nastavci te ultrazvučni uređaji. Vibracije koje se prenose putem tih strojeva putuju izravno od ručke mašina do ruke.

Ovdje treba istaknuti važnost vremenskog razlučivanja kada se radi o dinamičkim pojavama. Naime, gibanje objekta općenito zamućuje sliku koju vidimo pri čemu važnu ulogu ima brzina gibanja objekta. Za frekvenciju osvježavanja slike koju dobiva ljudski mozak uzima se vrijednost od približno 30 Hz (vrijeme uzimanja jedne slike približno $t_c = 30$ ms).

Ako se objekt giba konstantnom brzinom *v*, tada duljina zamućenosti slike iznosi

$$d = v \cdot t_c$$

U slučaju vibracija (poglavlje 1.7.2.), zamućenost *d* ovisi i o frekvenciji. Tako za frekvencije više od 30 Hz dobivamo zamućenost slike približno jednaku dvostrukoj amplitudi titranja ($d \approx 2A$). Za niže frekvencije zamućenost slike ovisi o trenutku kada oko uzima sliku unutar perioda vibracije. Minimum zamućenosti pojavljuje se na mjestima maksimalne amplitude, a maksimum zamućenosti na mjestima ravnotežnog položaja zuba.

Neovisno o kojem slučaju se radi, za potrebe određivanja duljine zamućenosti slike zuba koji vibrira (odnosno, smanjenja vidne oštrine) vidljiva je važnost mjerenja frekvencije i amplitude vibriranja zuba, što je, ujedno, i tema ove disertacije.

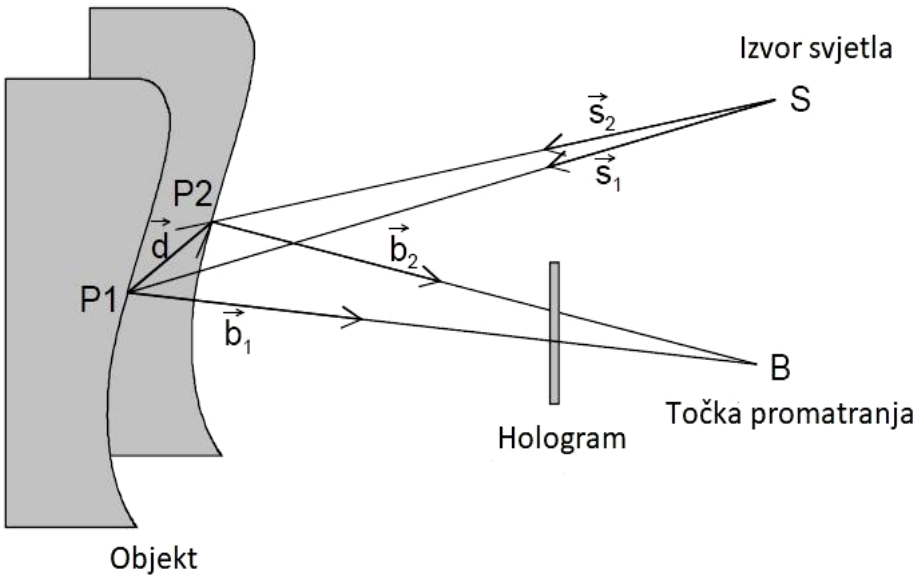
1.8. Holografska interferometrija

Interferometrijske tehnike su poznate kao metode ispitivanja nehomogenosti transparentnih sredina, određivanja nepravilnosti obrade predmeta, deformacija, pomaka, faznih promjena, vibracija (58). Temeljene su na svojstvu svjetlosti kao valne pojave, pri čemu se detektiraju fazne razlike dvaju valova. U slučaju hrapavih površina primjenjujemo holografske tehnike općenito poznate kao holografska interferometrija. Holografija je poznata kao metoda koja putem fazne informacije uvodi treću dimenziju u sliku objekta. Primjenu holografije nalazimo danas u gotovo svim granama ljudske djelatnosti. Holografiju susrećemo tako u medicini i stomatologiji (npr. trodimenzionalno snimanje organa i kostiju), hologrami se koriste za snimanje vrlo velikih količina podataka, možemo promatrati pojave oko objekata u gibanju (stvaranje, npr., valova zraka oko letećeg objekta), itd. Vrlo važna je primjena holografije u određivanju deformacija i vibracija objekata kada su izloženi djelovanju neke sile. Pobudi li se neko tijelo, koje se može prikazati kao dvodimenzionalna ploha, na titranje, ono će titrati u osnovnom modu, u jednom od viših modova ili u superpoziciji tih modova. Titranje se može promatrati tako da se pospe površina titrajuće ploče pijeskom, pijesak će se rasporediti po čvornim linijama i nastaju figure koje je prvi uočio Chladni promatrajući titranje glazbenih instrumenata. No, već za tijela koja su postavljena okomito ili su neravna, takav način promatranja titranja nije izvediv. Upravo je razvoj holografije i holografske interferometrije omogućio podrobnije promatranje titranja i deformacija tijela koja su izložena djelovanju sile.
Holografska interferometrija je tehnika koja u sebi integrira sve prednosti koje imaju holografija i klasična interferometrija zajedno (58). Ona, u osnovi, predstavlja interferentnu sliku dvaju holografskih predmeta koji mogu biti snimljeni na različite načine. Primjerice, koristeći isti referentni snop, na jednoj foto-ploči se dva puta zapisuje slika predmeta. Ukoliko je u vremenskom intervalu između tih dvaju zapisa predmet pretrpio neke promjene (npr., pomaknuo se ili deformirao), između dvaju odgovarajućih predmeta snopa pojavit će se putna razlika. Slika površine predmeta, koja se dobiva nakon obrade holograma, bit će pokrivena sustavom pruga interferencije, analognih običnim prugama jednake debljine. Prema položaju tih pruga mogu se izvesti zaključci o promjenama na predmetu, koje su se dogodile u

vremenskom intervalu između dviju ekspozicija. Pored prethodno opisane holografske interferometrije, koja se zasniva na metodi dvostruke ekspozicije, koristi se i tzv. holografska interferometrija realnog vremena. Kod ove metode se na hologram zapisuje samo predmetni val u nekom početnom trenutku, tj. registrira se početno stanje predmeta.

Zatim se, pri rekonstrukciji snopa, predmet ne uklanja, već se osvjetljava na isti način kao i pri zapisu holograma. Kao rezultat nastaju dva vala: val koji se prostire od samog predmeta u danom trenutku i val rekonstruiran hologramom koji odgovara početnom stanju predmeta. Ovi valovi su koherentni, u isto vrijeme se sreću u na istom mjestu i interferiraju. Promatrajući kako se interferencijska slika mijenja tijekom vremena, može se izvesti zaključak o promjenama stanja predmeta tijekom vremena.

Interferogram podrazumijeva zbrajanje hologram valne fronte nedeformiranog objekta i hologram valne fronte nakon deformacije. Na interferogramu su vidljive interferencijske pruge koje su posljedica deformacije površine snimanog objekta.



Slika 13. Dijagram promjene optičkog puta zbog pomaka točke P1 u točku P2

Preostaje povezati razliku u fazi s pomacima na površini objekta.

Na Slici 13. $\vec{d}\,(x, y, z)$ je vektor pomaka i odnosi se na pomak točke P_1 na površini objekta u točku P_2. Sa $\overrightarrow{s_1}$ i $\overrightarrow{s_2}$ su označeni jedinični vektori koji spajaju izvor svjetla S s P_1, odnosno P_2. Jedinični vektori koji spajaju P_1, odnosno P_2 s točkom promatranja B su označeni s $\overrightarrow{b_1}$ i $\overrightarrow{b_2}$.

Razlika u optičkim putevima zbog promjene položaja točke od P_1 do P_2 je:

$$\delta = \overline{SP_1} + \overline{P_1B} - (\overline{SP_2} + \overline{P_2B}) = \overrightarrow{s_1}\overrightarrow{SP_1} + \overrightarrow{b_1}\overrightarrow{P_1B} - \overrightarrow{s_2}\overrightarrow{SP_2} - \overrightarrow{b_2}\overrightarrow{P_2B} \quad (1.1)$$

Budući da je $|\vec{d}(x,y,z)| \ll \overline{SP_{1,2}}$ i $\overline{P_{1,2}B}$ zgodno je vektore $\overrightarrow{s_1}$ i $\overrightarrow{s_2}$ zamijeniti s jediničnim vektorom $\overrightarrow{s}$ koji je na simetrali kuta kojeg ti vektori zatvaraju, a usmjeren je od točke S prema objektu. Slično je moguće definirati i jedinični vektor $\vec{b}$ koji je usmjeren od objekta prema točki B.

$$\delta = (\vec{b} - \vec{s})\vec{d}(x,y,z) \quad (1.2)$$

Razlika u optičkim putevima δ zbog deformacije na površini objekta je povezana s interferencijskom fazom $\Delta\phi(x,y)$:

$$\Delta\varphi(x,y) = \frac{2\pi}{\lambda}\delta = \frac{2\pi}{\lambda}(\vec{b} - \vec{s})\vec{d}(x,y,z) = \vec{S}\vec{d}(x,y,z) \quad (1.3)$$

gdje je $\overrightarrow{S} = \frac{2\pi}{\lambda}(\vec{b} - \vec{s})$ vektor osjetljivosti onda je smjer u kojem postav za holografsku interferometriju ima maksimalnu osjetljivost.

Moguće je odrediti sve tri koordinate vektora pomaka, no to zahtijeva kompleksnu konstrukciju postava.

Uglavnom je zanimljiv smjer vektora pomaka okomit na površinu kada je vektor osjetljivosti $\vec{S} = \frac{2\pi}{\lambda}(0,0,2)$ što bi značilo da su jedinični vektori $\vec{s}$ i $\vec{b}$ kolinearni.

Tada vrijedi:

$$d_z = \frac{\lambda}{4\pi}\Delta\varphi(x,y) = \frac{\lambda}{4}(2n+1) \text{ za } n = 0,1,2,3,\ldots \quad (1.4)$$

U jednadžbi 1.4 n označava red tamne pruge.

Poznavajući valnu duljinu lasera λ i red tamne pruge u nekoj točki moguće je izračunati koliko iznosi pomak d_Z te točke, i to okomito na površinu objekta. Promjena u fazi od 2π znači deformaciju površine za $\lambda/2$. Analogno se pomak d_z može izračunati i preko redova svijetlih pruga. Ako nema pomaka okomito na površinu dvaju holografskih zapisa, površine su iste i nema interferencijskih pruga.

Holografska interferometrija je metoda s nizom prednosti u odnosu na klasičnu interferometriju. Osim informacija koje se mogu dobiti klasičnom metodom, dobiva se i

kompletan trodimenzionalan oblik ispitivanog objekta, odnosno kompletna informacija o objektu, što olakšava interpretaciju interferometrijske slike.

Prednost holografske interferometrije očituje se u tome da nisu potrebne etalonske površine i testni objekti. Radi se na nepripremljenoim površinama. Jedini zahtjev je da dovoljno reflektira svjetlost u pravcu holografske pločice. U holografskoj interferometriji je moguće provoditi simultano promatranje fenomena koji su se dogodili u različitim vremenskim intervalima, što nije moguće kod klasične interferometrije. Na taj se način dobiva interferencija između dvaju predmetnih snopova koji karakteriziraju dva stanja objekta i omogućavaju ispitivanje relativnih promjena. Postoji više metoda, odnosno tehnika dobivanja interferometrijske slike, ovisno o problemu i vrsti ispitivanja, raspoloživoj aparaturi, karakteru traženih podataka, itd. Zbog toga je izbor i klasifikaciju metoda moguće provoditi na više načina.

Osnovna podjela je na:

- holografsku interferometriju netransparentnih objekata (refleksijska),
- holografsku interferometriju faznih objekata (transmisijska),
- impulsnu tehniku i
- holografsku interferometriju za statička ispitivanja s kontinuiranim izvorima svjetlosti.

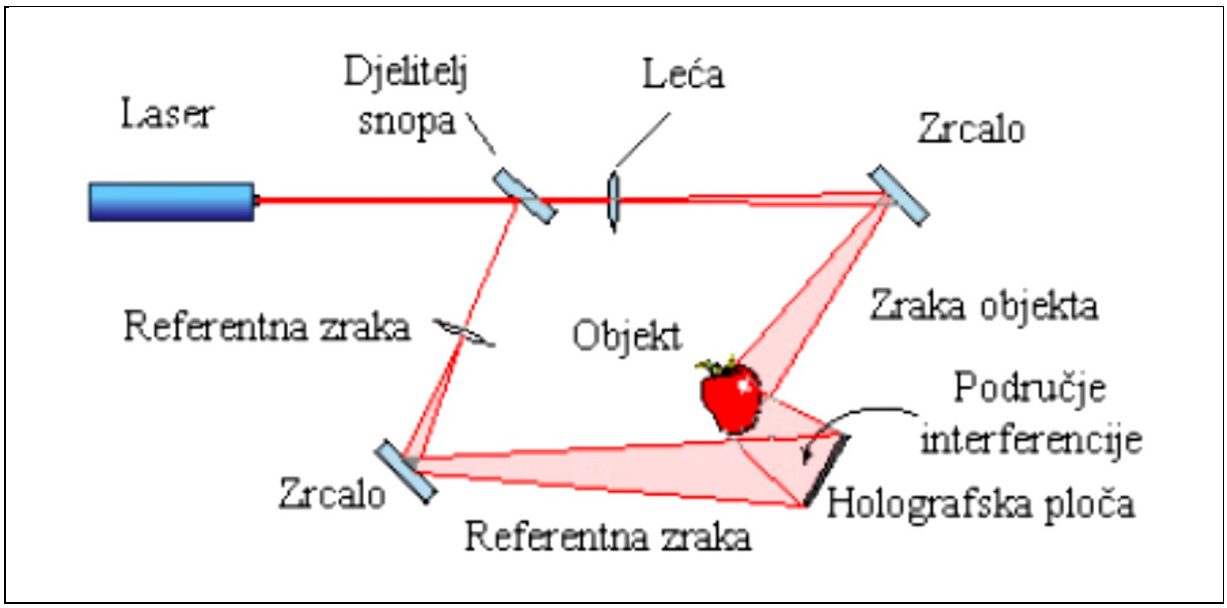
1.8.1. Snimanje i rekonstrukcija holograma

Za snimanje holograma svjetlosni snop iz lasera dijeli se djeliteljem snopa na dva snopa. Kako je promjer snopa vrlo mali (≈ 1 mm), snopovi se raširе s pomoću leća tako da mogu u potpunosti obasjati predmet, odnosno fotografsku ploču (holografski materijal). Jedan se snop vodi s pomoću zrcala do predmeta na kojem se raspršuje. Raspršeni snop predstavlja predmetni val, a drugi snop je referentni.

Oba vala se sastaju na fotografskoj ploči, a interferirat će ako je geometrijska razlika njihovih puteva unutar koherentne duljine lasera, tj. ako su koherentni. Važno je i da smjerovi polarizacije predmetnog i koherentnog vala nisu okomiti jer u suprotnom neće moći interferirati.

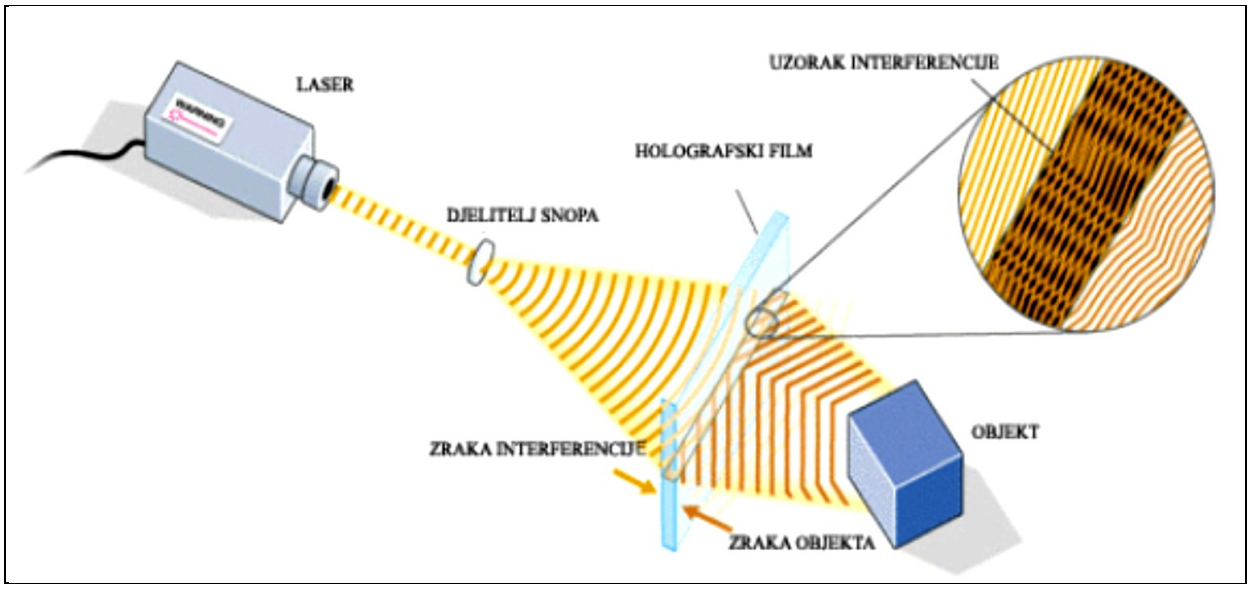
Ako su zadovoljeni svi uvjeti, na fotografskoj ploči bit će zabilježena interferencija predmetnog i referentnog vala (Slika 14). Zapis u holografskom materijalu ostaje u vidu fizikalnih ili kemijskih promjena nekog optičkog svojstva materijala, npr. apsorpcije, indeksa loma ili debljine fotoosjetljivog medija. Promjena optičkog svojstva prostorno je modulirana

kroz čitav volumen holografskog materijala upravo interferencijskim uzorkom za vrijeme snimanja (59).



Slika 14. Nastanak hologrami realnog objekta na holografskoj ploči. Objektni i referentni val prilaze ploči s iste strane (59)

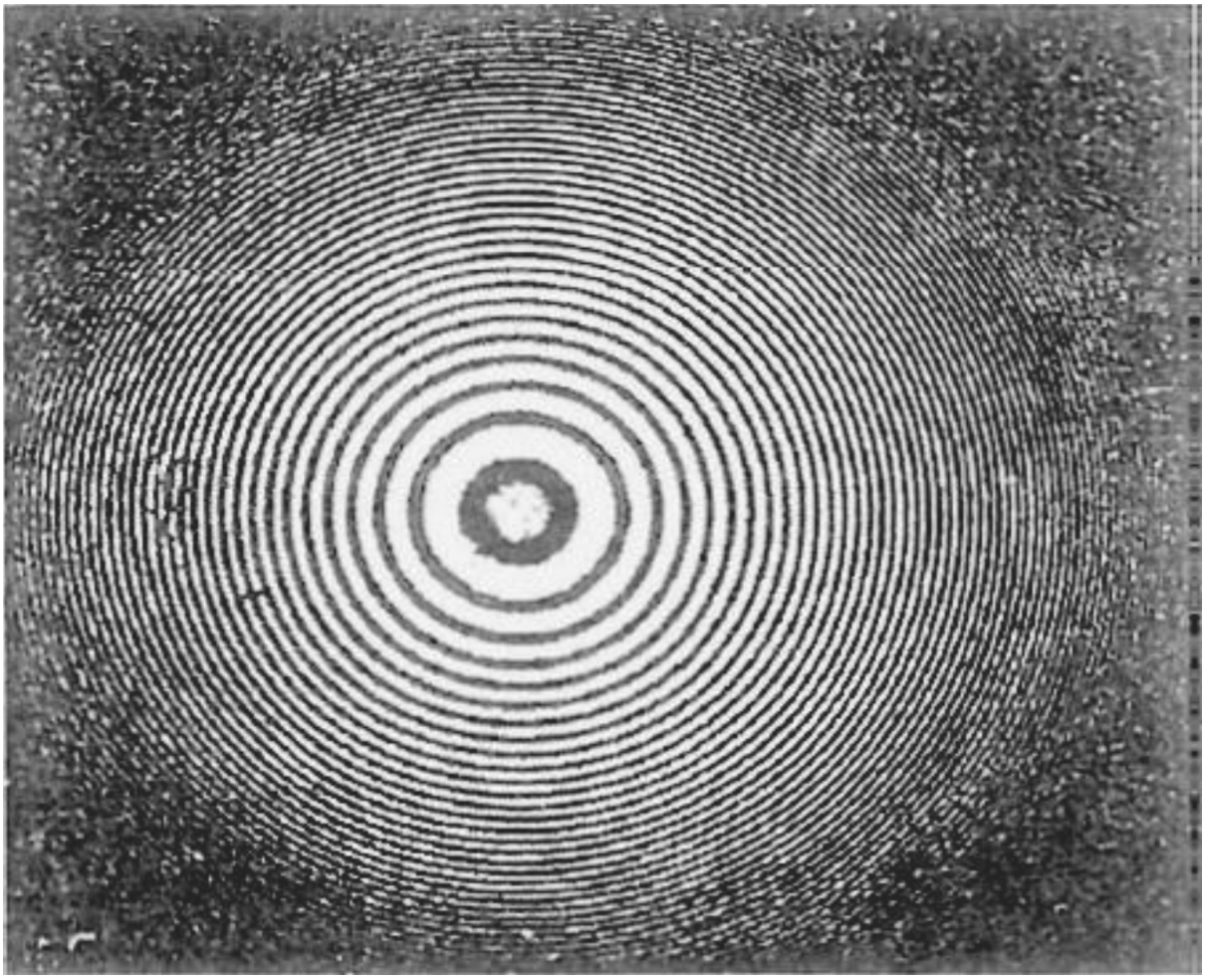
Još jedan od načina za postizanje interferencije dviju zraka istog lasera u holografskom materijalu je s pomoću divergentne leće koja rasprostire svjetlost lasera po holografskoj ploči, Slika 15. Veći dio svjetlosti prolazi kroz ploču i obasjava objekt.



Slika 15. Nastanak hologrami realnog objekta na holografskoj ploči. Objektni i referentni val prilaze ploči sa suprotnih strana (59)

Onaj dio svjetlosti koji se odbije od objekta vraća se natrag na ploču sa suprotne strane i stvara interferencijski uzorak karakterističan za referentnu (početnu) zraku i objekt od kojeg se odbila.

Ukoliko je predmet za snimanje hologrma točkast, raspršeni val na tom predmetu bit će sferni. Interferencijom jednog sfernog i ravnog vala na fotografskoj ploči zabilježen je niz koncentričnih prstenova, Slika 16.



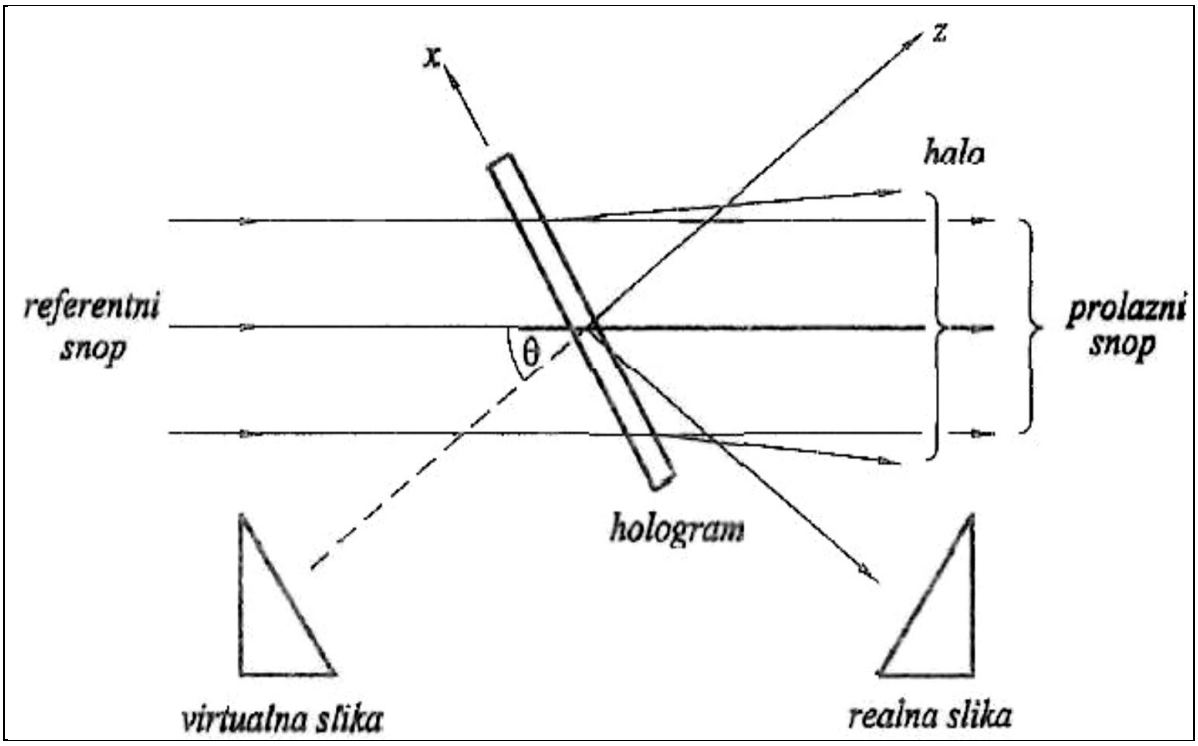
Slika 16. Interferencija sfernog i ravnog vala (60)

Raspršeni val na realnom predmetu bit će zbroj mnoštva sfernih valova. Njihovom interferencijom s ravnim valom na hologramu će biti zabilježeno mnoštvo prstenova koji se međusobno presijecaju. Promjene u kontrastu prstenova ovise o amplitudi, odnosno intenzitetu valova raspršenih na predmetu.

Podaci o fazi raspršenih valova sadržani su u različitim udaljenostima između prstenova. Nakon fotografskog postupka razvijanja i fiksiranja završena je faza snimanja hologrma. S optičkog gledišta hologram predstavlja interferogram (60).

Da bi se iz hologrma opet rekonstruirala slika, potrebno je ponoviti postupak kakav je uporabljen pri dobivanju hologrma, Slika 17. Kada se snimljeni hologram rasvijetli jednakim ravnim referentnim valom koji pada na njega pod jednakim kutom kao i pri snimanju, svjetlo kroz hologram djelomično prolazi bez ogiba, kao val nultog reda, a djelomično se ogiba formirajući valove 1. reda (plus prvi i minus prvi valovi prostorno odvojeni od nultog reda). Jedan val prvog reda daje realnu sliku objekta, a drugi val prvog reda daje virtualnu sliku. Obje slike su trodimenzionalne, s tim da se realna slika može dalje registrirati (snimiti) fotografskim postupkom, a virtualna ne.

Slika objekta dobivenog reprodukcijom hologrma vjerna je objektu, iste je veličine kao i objekt, a ovisno o kutu promatranja hologrma moguće je vidjeti predmete koji stoje jedan iza drugoga. Promatrač ima dojam da gleda na svijetli predmet kroz okvir prozora (okvir hologrma).

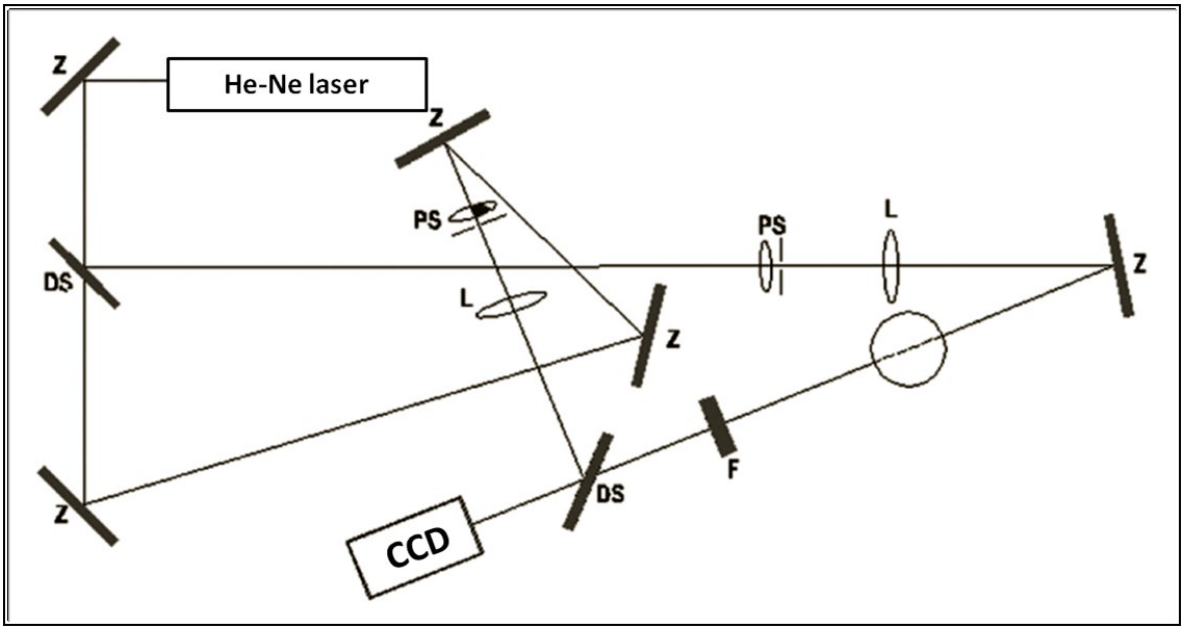


Slika 17. Rekonstrukcija hologrma (60)

1.8.2. Vremenski usrednjena holografska interferometrija

Vremenski usrednjena holografska interferometrija (*time averaged holographic interferometry* - TAHI) omogućuje vizualiziranje modalne strukture titranja neke općenito hrapave površine. Digitalna holografska intereferometrij (DHI) je nedestruktivna metoda promatranja deformacija u realnom vremenu. Naime, ako se postav za snimanje nekog objekta postavi jednako kao da se snima njegov hologram, ali sa zaslonom digitalne kamere (CCD zaslon) umjesto fotografske ploče, CCD zaslon će vrijednosti interferecije dvaju svjetlosnih snopova spremiti u obliku digitalne slike - holograma.

Ukoliko se objekt snima kontinuirano i u određenim vremenskim razmacima, moguće je definirati točnu deformaciju objekta u jedinici vremena na temelju dobivenih interferograma. Na Slici 18. vidljiv je postav za snimanje interferograma metodom DHI (61).



Slika 18. Set-up za snimanje interferograma (61).
He-Ne laser - helij neon laser, DS - djelitelj snopa, F- veliki filter, OS - objektni snop,
Z - zrcalo, L - leća, O - objekt, CCD - digitalna kamera

TAHI je eksperimentalna metoda kojom je moguće kvantitativno registrirati titranje neke površine. Temeljena je na uobičajenom snimanju hologram predmeta koji titra, uz uvjet da je vrijeme trajanja ekspozicije puno dulje od perioda jednog titraja. Dovoljno je snimiti jedan hologram da se dobije informacija u obliku pruga koje prekrivaju sliku predmeta. Dobivene interferencijske pruge se mogu opisati modulom Besselove funkcije prvog reda, što znači da

nulta pruga ima najveći intenzitet (pa je lako uočljiva), a svakoj sljedećoj intenzitet opada u skladu s karakteristikom Besselove funkcije.

Ako točka na površini predmeta vremenski oscilira (kako je opisano izrazom prema (62)):

$$Z(x, \mathrm{y}, t) = Z_0(x, y)\sin(\omega t) \tag{1.5}$$

gdje $Z_0(x, y)$ označava ravnotežni položaj, a $\omega = 2\pi f$,
onda f označava frekvenciju titranja.

Tada je karakteristična funkcija koja opisuje interferencijske pruge u ravnini holograma:

$$M_T = \lim_{T\to\infty} \frac{1}{T}\int_0 T e^{\frac{4\pi}{\lambda}Z_0(x,y)\sin(\omega t)i} dt = J_0\left(\frac{4\pi}{\lambda}Z_0(x,y)\right); T >> \frac{1}{\omega} \tag{1.6}$$

T opisuje trajanje ekspozicije holograma, λ valnu duljinu lasera i J_0(x) Besselovu funkciju prvog reda.

Prilikom rekonstrukcije, inzenzitet točke (x,y) holograma je tada

$$I(x, y) = a^2(x, y)|M_T\,(x, y)|^2 \tag{1.7}$$

gdje $a^2(x, y)$ označava rekonstruiranu sliku (stacionarnu) predmeta, a $|M_T(x, y)|^2$ opisuje pripadne pruge nastale titranjem objekta.

2. HIPOTEZA I CILJEVI ISTRAŽIVANJA

Hipoteza istraživanja je da se korištenjem binokularnih teleskopskih naočala u kliničkom radu stomatologa mogu poboljšati vidna oštrina na blizinu i manualna preciznost stomatološkog rada

Ciljevi istraživanja su: u simuliranim kliničkim uvjetima ispitati koliki je utjecaj vidne oštrine na blizinu u radu liječnika dentalne medicine koristeći binokularne Galilejeve i Keplerove teleskopske optičke sustave, u odnosu na rad na blizinu bez magnifikacije; u uvjetima Laboratorija za koherentnu optiku, metodom vremenski usrednjene holografske interferometrije izmjeriti koliko mehanička vibracija zuba u izradi restauracije umanjuje i ometa vidnu oštrinu u zoni rada stomatologa.

3. ISPITANICI, MATERIJALI I POSTUPCI

3.1. Ispitanici

Klinički dio istraživanja je proveden na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu i u oftalmološkoj ordinaciji u Zagrebu, a laboratorijski dio istraživanja u Laboratoriju za koherentnu optiku Instituta za fiziku u Zagrebu.

U kliničkom istraživanju je sudjelovalo 50 studenata stomatologije emetropa (normovidni). Ispitanici su obaju spolova, životne dobi od 21 do 28 godina. Prije uključivanja u istraživanje, ispitani su osnovni anamnestički podaci, s posebnim osvrtom na oftalmološku anamnezu, te je uzet oftalmološki status. Isključeni su svi ispitanici koji boluju od glaukomske bolesti, uveitisa, dijabetičke retinopatije, te ispitanici sa zamućenjem optičkih medija, odnosno svi oni koji boluju od bilo koje oftalmološke bolesti koja može utjecati na stanje vidne funkcije. Normovidnost ili emetropija ispitivala se refraktometrijski i morala je iznositi do +/-0.50 Dsph = +1.00 Dcly ax 90 te na Snellenovom optotipu 1.0. Vid na blizinu se ispitao koristeći standardne Jägerova tablice i morao je iznositi 1.0 na udaljenosti 30 do 40 cm. Korištena je univerzalna matematička vrijednost za vidnu oštrinu koje se izražava od 0,1 do 1,0. U binokularnom vidu bulbomotorika je slobodna u svim smjerovima i koordinirana, konvergencija prisutna te izokorija uz urednu reakciju zjenica na svjetlost, a papila vidnog živca je okrugla, u razini, ograničena, centralno ekskavirana. Nakon što su zadovoljeni kriteriji, svaki ispitanik je bio obaviješten o planu i svrsi ispitivanja (Prilog 1), te je zatražena njegova pisana suglasnost za sudjelovanje u ispitivanju (Prilog 2).

Kontrolna skupina su ispitanici i njihova vidna oštrina na blizinu bez korekcije i bez magnifikacijskog pomagala.

Ispitivanu skupinu čine isti ispitanici i vidne oštrine na blizinu s naglavom lupom, Keplerovim i Galilejevim teleskopskim sustavima.

3.2. Materijali i metode

3.2.1. Magnifikacijska pomagala

U ispitivanju vidne oštrine na blizinu u simuliranim kliničkim uvjetima korišteni su:

a) naglavna lupa (Zeiss, Aalen, Germany), magnifikacija 1,5x, udaljenost 30 do 40 cm, Slika 19

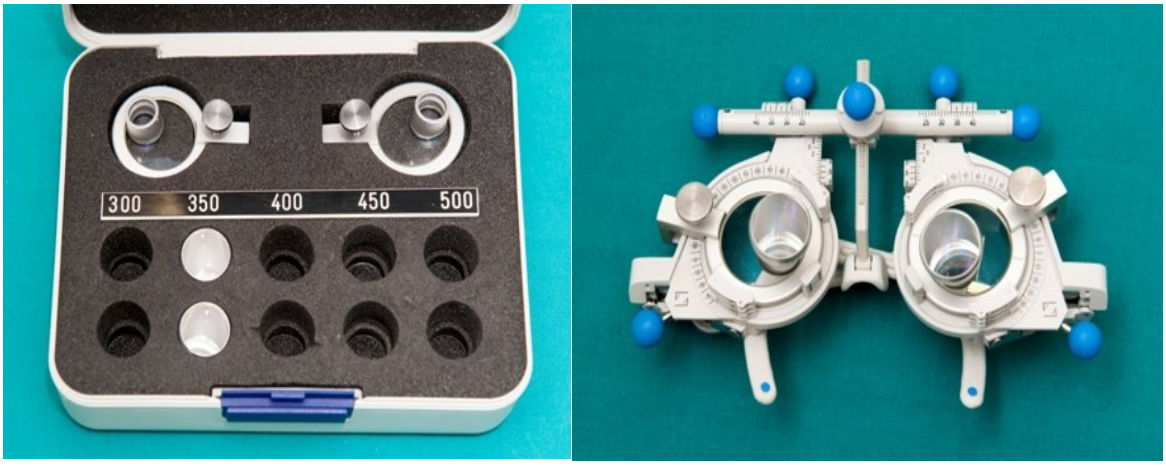
b) Galilejev teleskop (GTX, Zeiss, Aalen, Germany), magnifikacije 2,5x, žarišne udaljenosti 350 mm, dubinske oštrine u rasponu 313 mm, širine vidnog polja 57 mm. Galilejev teleskop je orginalno montiran na plano leću (bez dioptrijske snage) i fiksiran u probni naočalni okvir, Slika 20

c) Keplerov teleskop (KF Titanium, Zeiss, Aalen, Germany), magnifikacije 3,3x, žarišne udaljenosti 450 mm, dubinske oštrine 380 mm, širine vidnog polja 100 mm, Slika 21

d) Keplerov teleskop (KF Titanium, Zeiss, Aalen, Germany) magnifikacije 4,5x, žarišne udaljenosti 350 mm, dubinske oštrine 275 mm, širine vidnog polja 56 mm, Slika 22



Slika 19. Naglavna lupa, 1,5x, 30 - 40 cm



Slika 20. Galilejev teleskop GTX, 2,5x, 350 mm, montiran na plano leću u probnim okvirima



Slika 21. Keplerov teleskop KF, 3,3x, 450 mm

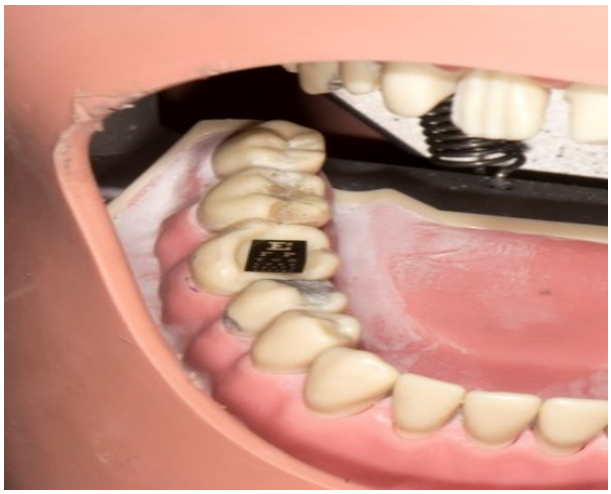


Slika 22. Keplerov teleskop KF, 4,5x, 350 mm

3.2.2. Minijaturni vidni test

Za potrebe istraživanja „Mjerenje utjecaja vibracija na vidnu oštrinu liječnika dentalne medicine metodom vremenski usrednjene holografske interferometrije“, u suradnji sa Središnjim fotolaboratorijem Hrvatskog državnog arhiva napravljen je minijaturni Snellenov test (29). Nepostajanje standardiziranog vidnog testa za ispitivanje vidne oštrine na blizinu s pomoću magnifikacija je reducirao istraživanja navedene teme i bio je izazov disertacije.

Minijaturni Snellenov optotip za ispitivanje vidne oštrine u radu stomatologa na blizinu je veličine 5,2 x 2,8 mm, a dimenzije optotipa su od 0,05 do najvećeg optotipa od 0,6 mm. U kliničkom dijelu istraživanja, minijaturni vidni test je postavljen u kavitet molara dentalnog fantom, Slika 23.



Slika 23. Minijaturni vidni test u kavitetu molara dentalnog fantoma

3.2.3. Laboratorij za koherentnu optiku

Istraživanje je provedeno u Laboratoriju za koherentnu optiku, Instituta za fiziku u Zagrebu. Za potreba ovog istraživanja konstruiran je sustav za vibriranje zuba i vremenski usredjenu holografsku interferometriju koji se sastoji od koherentnog izvor svjetlosti, He-Ne laser, 25 mW, 632 nm, fiksacijske preše unutar koje je nosač uzorka, holografske kamere koja je spojena na kompjutor, te instrumenta za strojnu preparaciju kaviteta (Maillefer NiTi system, Dentsplay Tecnika Ballaigue, Switzerland) s mikromotorom 16:1 okretni moment (WD-75 M,W&H Dentalwerk Bürmoos GmbH, Bürmoos, Austria), Slika 24.

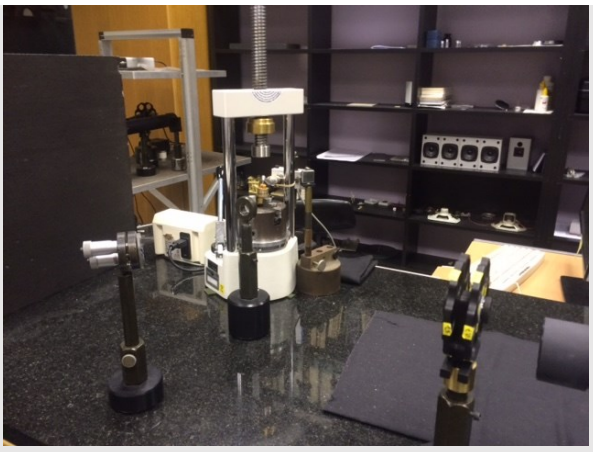


Slika 24. Instrument za strojnu preparaciju kaviteta (Maillefer NiTi system, Dentsplay Tecnika Ballaigue, Switzerland) s mikromotorom 16:1 okretni moment (WD-75 M,W&H Dentalwerk Bürmoos GmbH, Bürmoos, Austria)

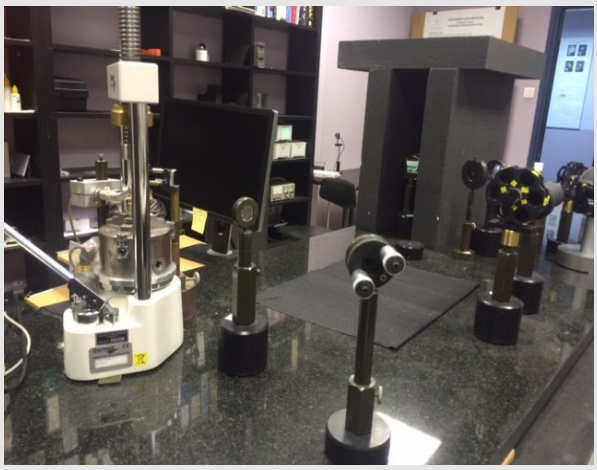
Fikscijska preša se sastoji od baze i okvira. Bazu čini element za prihvat nosača uzorka koji oponaša čeljust, unutar kojeg je čvrsto fiksiran nosač uzorka koji oponaša prirodnu poziciju te položaj zuba i tvrdog zubnog tkiva, Slika 25, 26. Kao uzorak je korišten ekstrahirani molar s kavitetom, Slika 27. Ekstrahirani molar je zacementiran unutar nosača uzorka koji je čvrsto postavljen u element za prihvat nosača uzorka, Slika 28. U prvoj verziji dijelovi nosača uzorka su bili čvrsto stegnuti. Budući da takav postav nije dobro imitirao realne uvjete, između dijelova nosača je postavljena gumica te su pomak i vibriranje, koji se događaju prilikom brušenja cakline i dentina zuba, prirodniji. Za vibriranje zuba korištene su tri brzine mikromotra 100/450/800 rpm, te karbidna svrdla promjera 1,0/1,6/2,3 mm, Slika 29. Mirkomotor je fiksiran za okvir fiksacijske preše tako da je karbidno svrdlo mirkomotora postavljeno duž čitave prednje površine kaviteta, Slika 30.



a) He-Ne laser



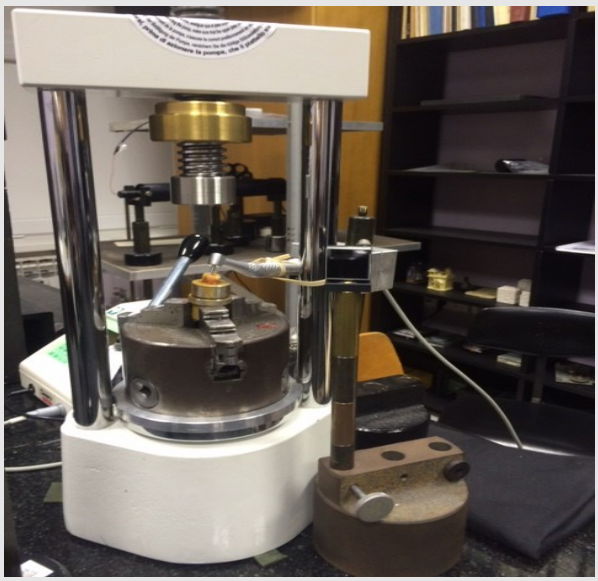
b) fiksacijska preša



c) holografska kamera



d) aparat za strojnu preparaciju kaviteta



e) fiksirani mikromotor

Slika 25. Sustav za vibriranje zuba i vremenski usrednjenu holografsku interferometriju (a) He-Ne laser (b) fiksacijska preša (c) holografska kamera spojena na kompjutor (d) aparat za strojnu preparaciju kaviteta (e) fiksirani mikromotor



Slika 26. Fiksacijska preša s elementom za prihvat nosača uzorka spojena s instumentom za strojnu preparaciju kaviteta molara



Slika 27. Ekstrahirani molar



Slika 28. Nosač uzorka fiksiran u elementu za prihvat nosača uzorka



Slika 29. Karbidna svrdla veličine 1,0/1,6/2,3 mm



Slika 30. Fiksirani mirkomotor sa svrdlom, koji je postavljen duž prednje stijenke kaviteta

3.2.4. Klinički dio istraživanja i ispitivani parametri

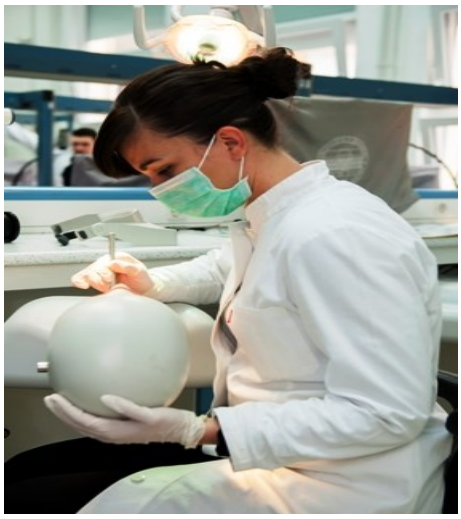
Klinički dio istraživanja je obavljen u prostorima pretklinike Stomatološkog fakulteta u Zagrebu. Istraživanje je obavljeno na dentalnom fantomu i s pomoću minijaturnog Snellenovog optotipa koji je fiksiran u kavitet molara. Ispitanik je sjedio u radnoj stolici u uspravnom položaju sa stopalima koja su punom površinom dodirivala tlo, te su koljena ispitanika smještena ispod, a laktovi u razini čeljusti dentalnog fantoma. Izvor svjetlosti bio je paralelan s vidnom osi ispitanika. Osvjetljenje prostorije kao i osvjetljenje u području radne zone mjereno je luksmetrom. U prostoriji koja je osvijetljena sunčevom i umjetnom rasvjetom

osvjetljenje je bilo od 250 do 500 luxa. Zona rada je osvijetljena operativnom lampom od 60w. Ispitanik je imao maksimalan otklon glave do 25˚ prema naprijed. Tijek čitavog istraživanja, pozicija ispitanika, lupa, udaljenost i položaj oko – objekt, kao i čitanje minijaturnog Snellenovog optotipa, kontrolirao je isti ispitivač, doktorandica dr. Urlić. Najmanja linija, optotip koji je ispitanik uspio pročitati, registrirala se kao veličina vidne oštrine na blizinu.

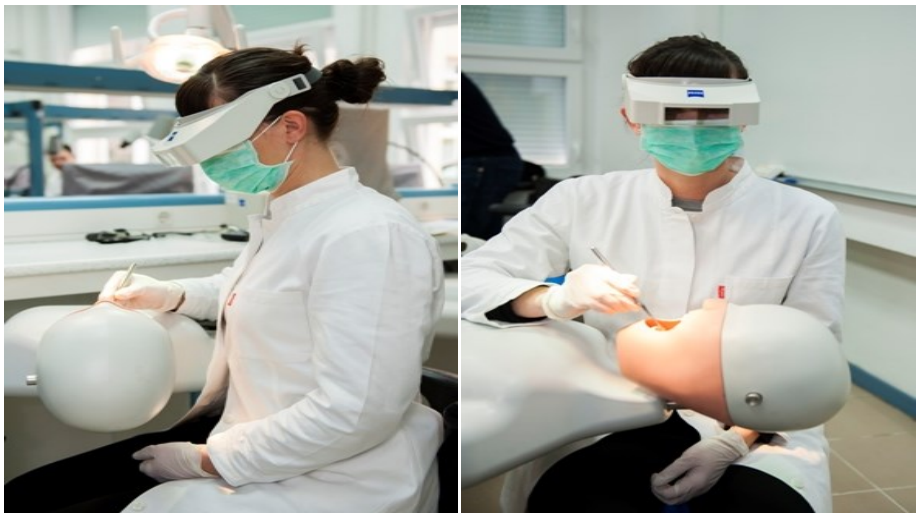
U simuliranim kliničkim uvjetima ispitivana je vidna oštrina na blizinu i veličina najmanjeg optotipa na minijaturnom vidnom testu koja je pročitana je veličina vidne oštrine na blizinu. Vrijednost vidne oštrine je izražena od 0,1 do 1,0 (ili u postotku od 10% do 100% vidne oštrine) i korištena je univerzalna matamematička vrijednost u kvantificiranju vidne oštrine.

1. VSC, vidna oštrina na blizinu bez teleskopskih naočala, radna udaljenost 300 – 400 mm, Slika 31
2. VNL, vidna oštrina na blizinu s naglavnom lupom 1,5x, radna udaljenost 300 - 400 mm, Slika 32
3. VGA2,5, vidna oštrina na blizinu s Galilejovom lupom, GTX, 2,5x, 350 mm, Slika 33
4. VK 3,3, vidna oštrina na blizinu s Keplerovom lupom, KT, 3,3x, 450 mm, Slika 34
5. VK 4,5, vidna oštrina na blizinu s Keplerovom lupom, KT, 4,5x, 350 mm, Slika 34

Ispituje se vidna oštrina na blizinu unutar svake pojedine skupine, uspoređuje se: kontrolna skupina sa svakom pojedinačnom skupinom koja se korigira magnifikacijskim pomagalom; vidne oštrine na blizinu Keplerovih sustava i Galilejevog sustava; vidna oštrina na blizinu Keplerovih optičkih sustava. Ispituju se učinkovitosti dobi i spola u rezultatima mjerenja vidne oštrine za svaki pojedini optički sustav.



Slika 31. Simulirani klinički uvjeti



Slika 32. Ispitivanje s naglavnom lupom



Slika 33. Ispitivanje s Galilejevim teleskopom

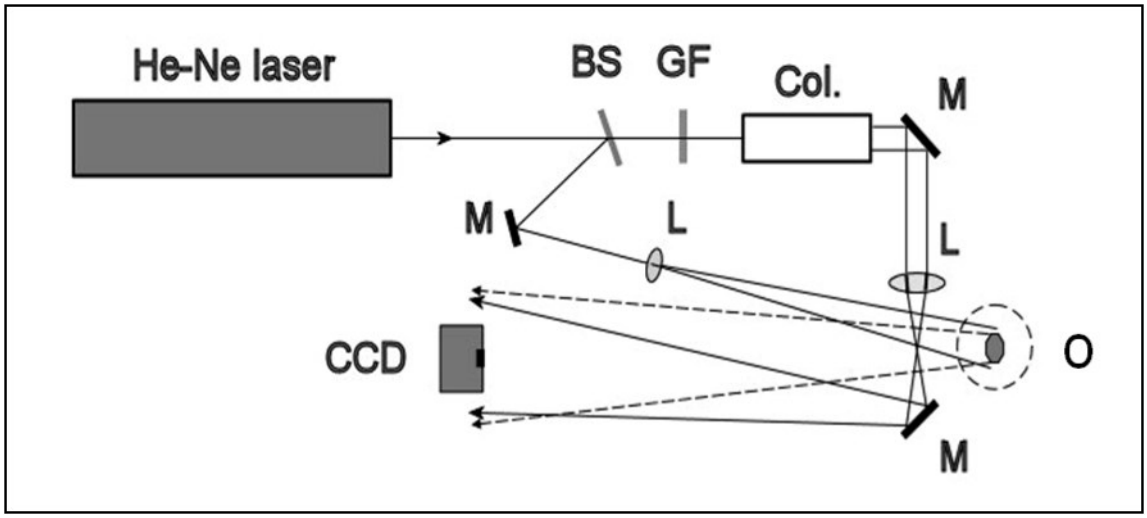


Slika 34. Ispitivanje s Keplerovim optičkim sustavom

3.2.5. Laboratorijsko istraživanje i interferogram

Metodom vremenski usrednjene holografske interferometrije precizno se određivao položaj i veličina deformacije ekstrahiranog molara s kavitetom fiksiranog u nosaču zuba u mirovanju i tijekom vibracije zuba. Serija mjerenje je uključivala rekonstrukciju valne fronte te izradu hologramа koji je nosio inforamciju o smjeru i intezitetu zuba pri: 1. mirovanju, 2. brušenju svrdlom promjera 1,0 mm pri brzini 100/450/800 rpm, 3. brušenju svrdlom promjera 1,6 mm pri brzini 100/450/800 mm, 4. brušenju svrdlom promjera 2,3 mm pri brzini 100/450/800 rpm. Uspoređivale su se veličine deformacije unutar svake skupine pri brušenje te su se uspoređivale veličine deformacija izmdju stanja mirovanja i svake pojedinačne skupine, te su se uspoređivale rekontrukcije hologramа iste brzine brušenja, a različite veličine svrdla. Shema laboratorijskog postava prikazana je na Slici 35.

Jedna serija mjerenja metodom holografske interferometrije mehaničkih vibracija zuba u izradi restauracije sadržavala je 10 mjerenja i određivanja položaja i veličine deformacije: 1. zub u mirovanju, 2. - 4. vibriranje zuba brušenog karbidnim svrdlom od 1,0 mm //100/450/800rpm, 5. - 7. vibriranje zuba brušenog karbidnim svrdlom od 1,6mm//100/450/800 rpm, 7. - 10. vibriranje zuba brušenog karbidnim svrdlom od 2,3mm //100/450/800 rpm.



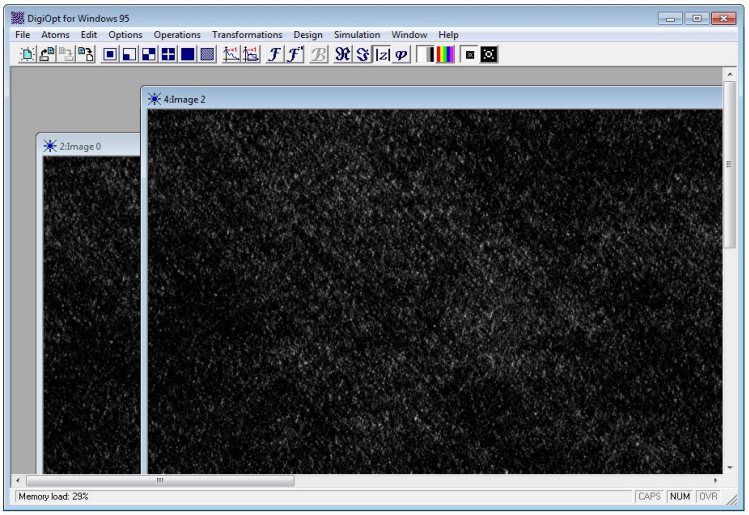
Slika 35. He-Ne laser - helij neon laser, BS - djelitelj snopa, GF- sivi filter, Col. - kolimator, OS - objektni snop, M - zrcalo, L - leća, O - objekt, CCD - digitalna kamera

Mjerenjem vremenski usrednjene interferometrijske holografije nastao je interferogram koji podrazumijeva zbrajanje hologramа valne fronte nedeformiranog objekta i hologramа valne fronte nakon deformacije. Digitalna CCD (Charge Coupled Device) kamera zatim bilježi

nastalu interferencijsku sliku koja se dalje obrađuje s pomoću računala i računalnog programa. Kamera bilježi interferencijski uzorak superpozicije objektnog i referentnog snopa u obliku svijetlih i tamnih pruga Na interferogramu su vidljive interferencijske pruge koje su posljedica deformacije (vibracije) površine snimanog objekta. Raspodjelu intenziteta zabilježene interferencije, vibracija i valnih duljina moguće je opisati nizom formula baziranih na Besselovoj nultoj funkciji za izračunavanje interferencijskih pruga, koje smo koristili i u ovom istraživanju.

3.2.6. Analiza holografije - DigiOpt software

DigiOpt je software korišten za rekonstrukciju i analizu hologrāma (Institut für Algorithmen und Kognitive Systeme, Karlsruhe, Njemačka). Iz DigiOpt Helpa, slobodnim prijevodom, prevedeno je sljedeće: ‘DigiOpt je software čija je izvorna ideja bila dizajniranje difrakcijskih optičkih elemenata (DOE). Sastoji se od mnoštva alata i algoritama za dizajniranje i testiranje DOE putem simulacije. Glavni cilj u dizajnu softwarea je bio napraviti okolinu jednostavnu za korištenje specijalistima u području difrakcijske optike kao i manje iskusnim korisnicima. Jedan od njegovih dijelova je korisničko sučelje koje ima prozor u kojem se može učitavati dvodimenzionalne kompleksne matrice. Nad takvim poljem se mogu obavljati operacije poput Fourierovog transformata, razne Fresnelove transformate, Fourier-Bessel transformat, itd. Implementirane su i binarne operacije poput zbrajanja, oduzimanja, množenja i dijeljenja. Koristi Gerchberg-Saxton algoritam kao i neke tehnike kodiranja poput difuzije greške, Burchevog kodiranja, Lohmannovog kodiranja, itd.



Slika 36. Korisničko sučelje DigiOpta s dva učitana hologrāma

DigiOpt je korišten u posljednjoj fazi eksperimentalnih mjerenja kako bismo dobili što veću razlučivost rekonstrukcije hologram. U tu svrhu korištene su sljedeće funkcije programa: učitavanje matrice, Fourierov transformat, oduzimanje dviju matrica, konjugacija slike te skalarno množenje matrice realnim brojem. Matrice nad kojima su provođene operacije su učitani hologrami i matrice dobivene operacijama nad tim hologramima. Hologrami su bili bilježeni s pomoću CCD-a u .tiff (Tagged Image File Format) formatu. DigiOpt ne može sam učitati te formate već je u tu svrhu korišten drugi software, Paint Shop Pro, koji ih može učitati i koji može kopirati hologram u DigiOpt, tj. zna s njime komunicirati.

3.4. Statističke metode

Distribucija vidnih oštrina zabilježenih nakon korištenja različitih optičkih sustava prikazana je Box-plot dijagramima.

Deskriptivna statistika obuhvatila je i izračun aritmetičkih sredina s pripadajućim standardnim devijacijama te koeficijentima varijacije. Prije provođenja inferencijalne analize, testirana je normalnost distribucije podataka. Shapiro-Wilk testom odbačena je nul-hipoteza o normalnosti podataka ($p < 0,05$). Budući da podaci nisu bili normalno distribuirani, za njihovu analizu korišteni su neparametarski statistički testovi.

Podaci o vidnoj oštrini tijekom korištenja pet različitih optičkih sustava prikupljeni su na istim ispitanicima pa su analizirani korištenjem neparametarskih testova za ponovljena mjerenja - Friedmanovim testom i Wilcoxon Signed Rank testom. Friedmanovim testom ispitano je postoji li statistički bitna razlika u vidnoj oštrini između različitih optičkih sustava. Kako bi se otkrilo između kojih parova sustava su zabilježena znatna odstupanja u vidnoj oštrini, nakon Friedmanovog testa proveden je Wilcoxonov Signed Rank test.

Efekt dobi i spola ispitanika na vidnu oštrinu tijekom korištenja pojedinog optičkog sustava analiziran je korištenjem Wilcoxon Rank Sum testa za nezavisna mjerenja te Spearmanovim testom korelacije ranga prigodom analize efekta dobi ispitanika.

Rezultati su analizirani na razini značajnosti od 5 %. P-vrijednosti su korigirane za višestruke usporedbe korištenjem Bonferroni-Holm metode kako bi smanjila vjerojatnost pogreške tipa I, odnosno odbacivanja istinite nul-hipoteze. Analiza je provedena u programskom paketu SAS System (SAS Institute Inc., NC, USA).

4. REZULTATI

4.1. Kliničko istraživanje

U ispitivanju je sudjelovalo 50 ispitanika. Kod četiri ispitanika nisu prikupljena sva mjerenja te su isključeni iz analize. Statistički su obrađeni rezultati 46 ispitanika, 25 žena i 21 muškarca, prosječne dobi 23,8 godina, Tablica 1.

Tablica 1. Podjela ispitanika prema spolu i dobi

Ispitanici	Spol M (muški) / / Ž (ženski)	Dob (godine)	Ispitanici	Spol M (muški) / / Ž (ženski)	Dob (godine)
1.	Ž	25	24.	M	24
2.	M	23	25.	M	25
3.	M	23	26.	Ž	26
4.	Ž	26	27.	M	24
5.	Ž	24	28.	Ž	24
6.	M	23	29.	M	25
7.	Ž	25	30.	Ž	23
8.	Ž	22	31.	M	22
9.	Ž	23	32.	M	23
10.	Ž	23	33.	Ž	23
11.	M	23	34.	Ž	24
12.	Ž	21	35.	M	23
13.	Ž	25	36.	Ž	23
14.	M	26	37.	Ž	24
15.	Ž	25	38.	Ž	24
16.	Ž	25	39.	Ž	23
17.	M	23	40.	M	23
18.	Ž	22	41	Ž	23
19.	M	26	42.	Ž	24
20.	M	26	43	Ž	28
21.	Ž	25	44.	M	25
22.	M	23	45.	M	23
23.	M	24	46.	M	23

Ispituje se vidna oštrina na blizinu unutar svake pojedine skupine, uspoređuje se: kontrolnu skupinu sa svakom pojedinačnom skupinom koja se korigira magnifikacijskim pomagalom;

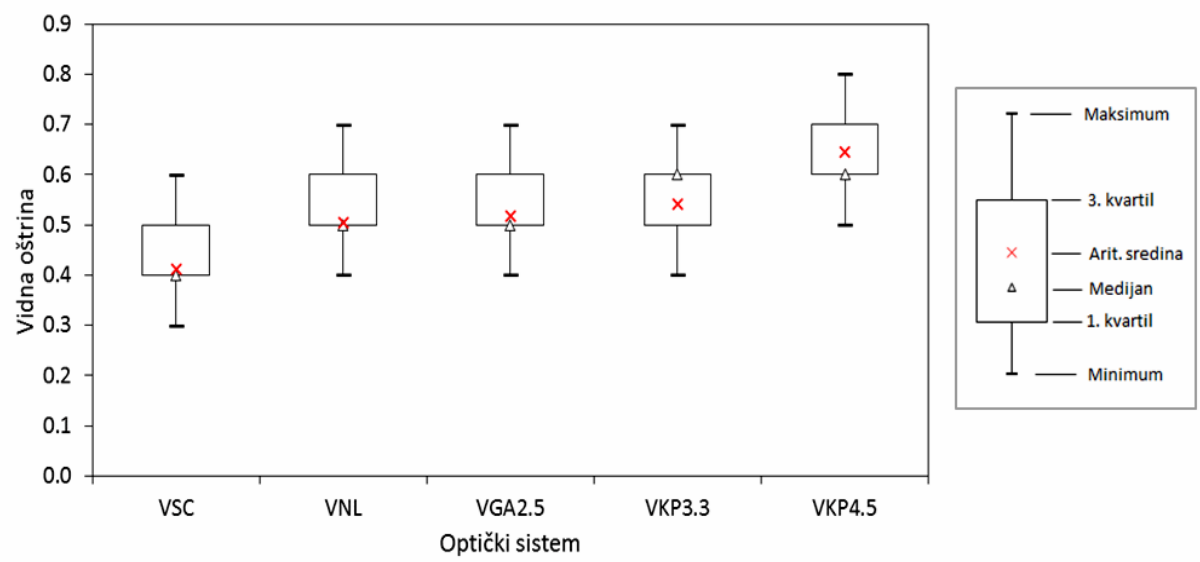
vidne oštrine na blizinu Keplerovih sustava / Galilejevog sustav; vidna oštrina na blizinu Keplerovih optičkih sustava. Ispituje se učinkovitost dobi i spola u rezultatima mjerenja vidne oštrine za svaki pojedini optički sustav, Tablica 2.

Tablica 2. Rezultati vidnih oštrina na blizinu, bez teleskopske korekcije i s korekcijom*

Isp.	VSC	VNL	VGA 2,5	VK 3,3	VK 4,5	Isp.	VSC	VNL	VGA 2,5	VK 3,3	VK 4,5
1.	0.4	0.5	0.5	0.5	0.6	24.	0.4	0.6	0.6	0.6	0.7
2.	0.4	0.5	0.5	0.6	0.6	25.	0.4	0.5	0.6	0.6	0.7
3.	0.4	0.5	0.5	0.5	0.6	26.	0.5	0.6	0.6	0.6	0.7
4.	0.4	0.5	0.5	0.5	0.6	27.	0.4	0.5	0.5	0.5	0.6
5.	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	28.	0.4	0.4	0.4	0.5	0.5
6.	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	29.	0.4	0.5	0.5	0.6	0.6
7.	0.4	0.5	0.5	0.5	0.6	30.	0.4	0.5	0.5	0.5	0.6
8.	0.4	0.5	0.5	0.6	0.7	31.	0.4	0.5	0.5	0.6	0.7
9.	0.4	0.5	0.6	0.6	0.7	32.	0.5	0.6	0.7	0.7	0.8
10.	0.5	0.6	0.5	0.5	0.6	33.	0.5	0.6	0.5	0.6	0.7
11.	0.4	0.5	0.5	0.4	0.6	34.	0.4	0.5	0.5	0.5	0.6
12.	0.5	0.6	0.6	0.6	0.7	35.	0.4	0.6	0.6	0.6	0.7
13.	0.5	0.6	0.6	0.6	0.7	36.	0.4	0.5	0.6	0.6	0.7
14.	0.4	0.4	0.5	0.5	0.6	37.	0.5	0.6	0.6	0.6	0.7
15.	0.4	0.5	0.5	0.5	0.6	38.	0.4	0.5	0.6	0.5	0.6
16.	0.5	0.6	0.6	0.7	0.8	39.	0.4	0.4	0.5	0.5	0.5
17.	0.4	0.4	0.5	0.6	0.7	40.	0.4	0.4	0.5	0.6	0.6
18.	0.4	0.6	0.6	0.6	0.7	41	0.4	0.5	0.6	0.6	0.6
19.	0.5	0.6	0.7	0.7	0.7	42.	0.4	0.5	0.5	0.6	0.7
20.	0.3	0.5	0.7	0.5	0.6	43	0.4	0.5	0.5	0.6	0.7
21.	0.3	0.4	0.5	0.5	0.6	44.	0.4	0.5	0.5	0.6	0.7
22.	0.4	0.5	0.5	0.6	0.8	45.	0.4	0.5	0.5	0.6	0.6
23.	0.4	0.5	0.5	0.6	0.7	46.	0.4	0.5	0.5	0.6	0.6

** VSC, vidna oštrina bez teleskopskih naočala, 300 – 400 m; VNL, vidna oštrina s naglavnom lupom 1,5x, 300 – 400 mm; VGA 2,5, vidna oštrina s Galilejovom lupom, GTX, 2,5x, 350 mm;VK 3,3, vidna oštrina s Keplerovom lupom, KT, 3,3x, 450 mm; VK 4,5, vidna oštrina s Keplerovom lupom, KT, 4,5x, 350 mm*

Distribucije vidnih oštrina ispitanika korištenjem različitih optičkih sustava prikazane su Box-plot dijagramima, Slika 37, i deskriptivnom analizom, Tablica 3.



Slika 37. Prikaz distribucije mjerenja s pomoću Box-plot dijagrama

Na dijagramu su prikazane aritmetičke sredine, odnosno prosječne vrijednosti zabilježenih mjerenja, medijani (numeričke vrijednosti koje skup podatka dijele na dva jednaka dijela – 50 % podataka ima vrijednost jednaku ovom pokazatelju ili manju, a 50 % jednaku ili veću), prvi kvartili (25 % podataka ima vrijednost jednaku ovom pokazatelju ili manju od njega, a 75 % jednaku ili veću), treći kvartili (75 % podataka ima vrijednost jednaku ovom pokazatelju ili manju od njega, a 25 % jednaku ili veću) te minimumi i maksimumi.

Tablica 3. Deskriptivni pokazatelji zabilježenih mjerenja*

Optički sustav	N	Mean	Std Dev	CV (%)	Medijan	Q1	Q3	Min	Max
VSC	46	0,411	0,074	17,9	0,4	0,4	0,5	0,3	0,6
VNL	46	0,504	0,076	15,0	0,5	0,5	0,6	0,4	0,7
VGA	46	0,517	0,077	14,9	0,5	0,5	0,6	0,4	0,7
VKP	46	0,541	0,086	15,9	0,6	0,5	0,6	0,4	0,7
VKP	46	0,646	0,081	12,5	0,6	0,6	0,7	0,5	0,8

** Mean = Aritmetička sredina; Std Dev = Standardna devijacija; CV = Koeficijent varijacije; Q1 = 1. kvartil; Q3= 3. kvartil; Min = Minimum; Max = Maksimum.*

Korištenjem naturalnog vida bez magnifikacijskih pomagala na udaljenosti od 300 do 400 mm (VSC) distribucija zabilježenih vidnih oštrina češće je poprimila niže vrijednosti u odnosu na korištenje magnifikacijskih pomagala, a posebice Keplerove lupe 4,5x na udaljenosti od 350 mm (VKP4,5).

Prosječna vrijednost (standardna devijacija) vidne oštrine korištenjem naturalnog vida bez magnifikacijskih pomagala na udaljenosti od 300 do 400 mm (VSC) iznosila je 0,411 (0,074), korištenjem obične lećne lupe magnifikacije 1,5x (VNL) 0,504 (0,076), Galilejove lupe magnifikacije 2,5x na udaljenosti 350 mm (VGA2,5) 0,517 (0,077), Keplerove lupe magnifikacije 3,3x na udaljenosti 450 mm (VKP3,3) 0,541 (0,086), a korištenjem Keplerove lupe magnifikacije 4,5x na udaljenosti od 350 mm (VKP4,5) prosječna vrijednost (standardna devijacija) zabilježenih mjerenja vidne oštrine iznosila je 0,646 (0,081).

Deskriptivna statistika je prikazana i u Tablici 4.

Tablica 4. Deskriptivni pokazatelji zabilježenih mjerenja

Optički sustav	**N**	**Aritmetička sredina**	**Standardna devijacija**	**Koeficijent varijacije (%)**
VSC	46	0,411	0,074	17,9
VNL	46	0,504	0,076	15,0
VGA 2,5	46	0,517	0,077	14,9
VKP 3,3	46	0,541	0,086	15,9
VKP 4,5	46	0,646	0,081	12,5

Sukladno rezultatima deskriptivne analize, Friedmanov test je ukazao na postojanje statistički značajnih razlika u distribuciji mjerenja vidne oštrine između različitih optičkih sustava ($p<0,001$). Rezultatima Wilcoxon Signed Rank testa zaključeno je da distribucije mjerenja vidne oštrine korištenjem magnifikacijskih pomagala (grupe VNL, VGA 2,5, VKP 3,3 i VKP 4,5) općenito sadržavaju veće vrijednosti izmjerenih vidnih oštrina u odnosu na korištenje naturalnog vida bez magnifikacijskih pomagala (VSC) ($p<0,001$ za usporedbu s VNL, VGA 2,5, VKP 3,3 i VKP 4,5 grupama), Tablica 5.

Tablica 5. Rezultati Wilcoxon Signed Rank testa za usporedbu vidne oštrine zabilježene korištenjem različitih optičkih sustava

Usporedba grupa	**Test statistika W**	**p-vrijednost**
VNL vs. VSC	390,0	< 0,001
VGA 2,5 vs. VSC	403,5	< 0,001
VKP 3,3 vs. VSC	423,0	< 0,001
VKP 4,5 vs. VSC	517,5	< 0,001
VGA 2,5 vs. VNL	22,5	0,288
VKP 3,3 vs. VNL	103,5	0,014
VKP 4,5vs. VNL	473,0	< 0,001
VKP 3,3 vs. VGA 2,5	55,0	0,064
VKP 4,5 vs. VGA 2,5	480,5	< 0,001
VKP 4,5 vs. VKP 3,3	430,5	< 0,001

Usporedba obične lećne lupe magnifikacije 1,5x (VNL) s Galilejovom lupom magnifikacije 2,5x (VGA 2,5), Keplerovom lupom magnifikacije 3,3x (VKP 3,3) te Keplerovom lupom magnifikacije 4,5x (VKP 4,5) ukazala je na statistički značajnu razliku u distribuciji mjerenja vidne oštrine u odnosu na Keplerovu lupu magnifikacije 3,3x (VKP 3,3; $p = 0,014$) te Keplerovu lupu magnifikacije 4,5x (VKP 4,5; $p < 0,001$), ali ne i u odnosu na Galilejovu lupu magnifikacije 2,5x (VGA 2,5; $p = 0,288$). Korištenjem Keplerovih lupa općenito su zabilježene veće vrijednosti vidne oštrine.

Nadalje, Wilcoxon Signed rank test ukazao je na statistički značajnu razliku između distribucija mjerenja vidne oštrine zabilježenih Galilejovom lupom magnifikacije 2,5x (VGA 2,5) u odnosu na Keplerovu lupu magnifikacije 4,5x (VKP 4,5; $p < 0,001$), ali ne i u odnosu na Keplerovu lupu magnifikacije 3,3x (VKP 3,3; $p = 0,064$). U odnosu na Galilejovu lupu magnifikacije 2,5x (VGA 2,5), Keplerovom lupom magnifikacije 4,5 x(VKP 4,5) općenito su zabilježene veće vrijednosti vidne oštrine.

Usporedba Keplerovih lupa ukazala je da distribucija izmjerenih vrijednosti vidne oštrine nakon korištenja Keplerove lupe magnifikacije 4,5x (VKP 4,5) općenito sadržava veće vrijednosti vidne oštrine u odnosu na distribuciju izmjerenih vrijednosti nakon korištenja Keplerove lupe magnifikacije 3,3x (VKP 3,3) (Wilcoxon Signed Rank test; $p < 0,001$).

Efekt dobi ispitanika na izmjerene vrijednosti vidne oštrine za svaki pojedini optički sustav analiziran je Wilcoxon Rank Sum testom za nezavisna mjerenja. Pri tome su ispitanici prema dobi grupirani u dvije kategorije: ispitanici u dobi do 23 godine i oni stariji, pri čemu je raspodjela prema dobnim skupinama bila jednaka (50 % u svakoj grupi). Wilcoxon Rank Sum test nije ukazao na značajan efekt godina ispitanika na mjerenja vidne oštrine naturalnim vidom bez magnifikacijskih pomagala (VSC; p = 0,190), običnom lećnom lupom magnifikacije 1,5x (VNL; p = 0,139), Galilejovom lupom magnifikacije 2,5x (VGA 2,5; p = 0,386), Keplerovom lupom magnifikacije 3,3x (VKP 3,3; p = 0,341), ili Keplerovom lupom magnifikacije 4,5x (VKP 4,5; p = 0,207), Tablica 6. Spearmanovim testom korelacije ranga nisu zabilježene značajne korelacije između dobi ispitanika (negrupirane) i izmjerenih vrijednosti vidne oštrine, Tablica 7.

Tablica 6. Rezultati Wilcoxon Rank Sum testa za usporedbu distribucije mjerenja vidnih oštrina između dviju starosnih skupina ispitanika

Optički sistem	Prosječna suma rangova		Test statistika W	p-vrijednost
	Grupa 1 (do 23 godine starosti)	Grupa 2 (24 i više godina starosti)		
VSC	25,9	21,1	485,5	0,190
VNL	26,2	20,8	478,0	0,139
VGA 2,5	25,0	22,0	505,0	0,386
VKP 3,3	25,3	21,7	499,5	0,341
VKP 4,5	25,8	21,2	486,5	0,207

Tablica 7. Rezultati Spearmanovog testa korelacije ranga

		VSC	**VNL**	**VGA 2,5**	**VKP 3,3**	**VKP 4,5**
koeficijent	*Dob ispitanika*	-0,124	-0,158	-0,110	-0,139	-0,196
p-vrijednost		0,412	0,294	0,469	0,357	0,192

Spol ispitanika također nije bio značajan faktor u rezultatima mjerenja vidne oštrine za svaki pojedini optički sustav. Rezultati Wilcoxon Rank Sum testa nisu ukazali na značajan efekt spola ispitanika prilikom mjerenja vidne oštrine naturalnim vidom bez magnifikacijskih pomagala (VSC; p = 0,574), običnom lećnom lupom magnifikacije 1,5x (VNL; p = 0,881),

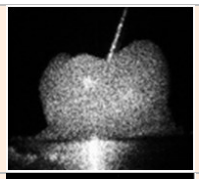
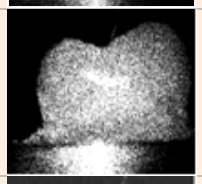
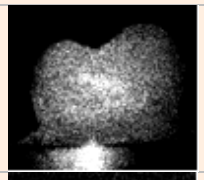
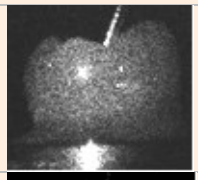
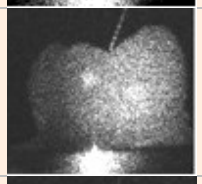
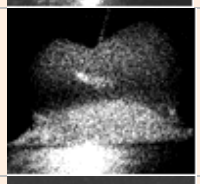
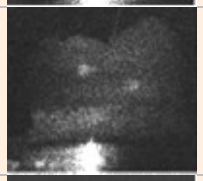
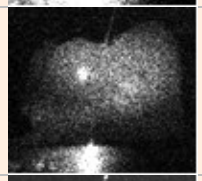
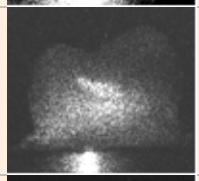
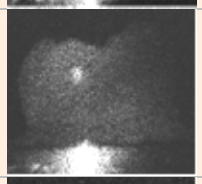
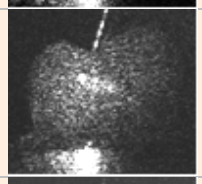
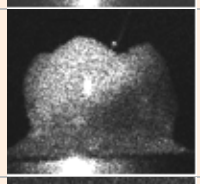
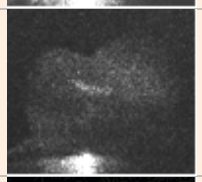
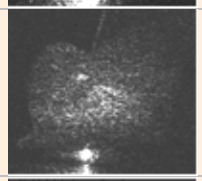
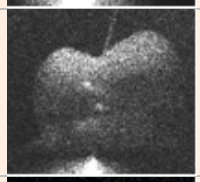
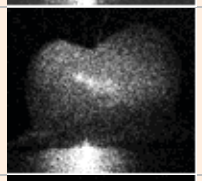
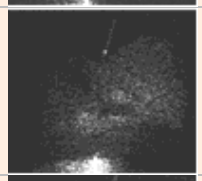
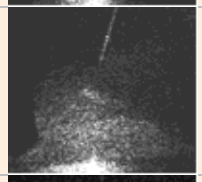
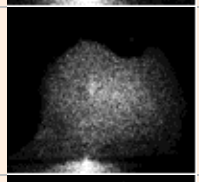
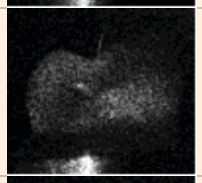
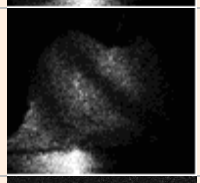
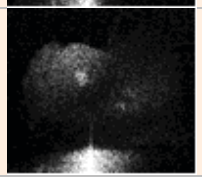
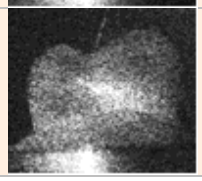
Galilejevom lupom magnifikacije 2,5x (VGA 2,5; p = 0,855), Keplerovom lupom magnifikacije 3,3x (VKP 3,3; p = 0,688), ili Keplerovom lupom magnifikacije 4,5x (VKP 4,5; p = 0,840), Tablica 8.

Tablica 8. Rezultati Wilcoxon Rank Sum testa za usporedbu razlika u distribuciji mjerenja vidnih oštrina uporabom pojedinog optičkog sustava prema spolu ispitanika

Optički sustav	Prosječna suma rangova		Test statistika W	p-vrijednost
	Žene	Muški		
VSC	24,1	21,8	261,0	0,574
VNL	23,7	23,0	276,0	0,881
VGA2,5	23,3	24,1	289,0	0,855
VKP3,3	23,0	24,8	297,5	0,688
VKP4,5	23,3	24,2	290,0	0,840

4.2. Laboratorijsko istraživanja – holografija

U nastavku je prikazana holografska rekonstrukcija zuba 1, Slika 38.

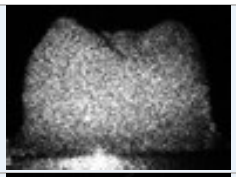
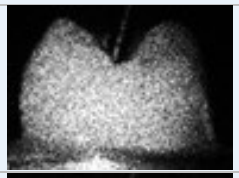
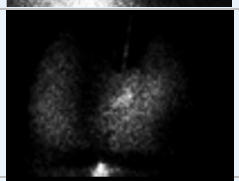
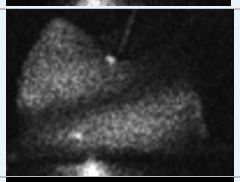
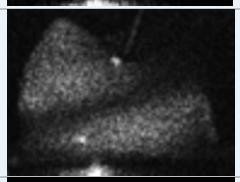
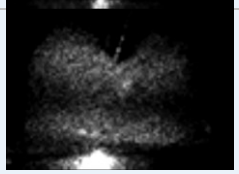
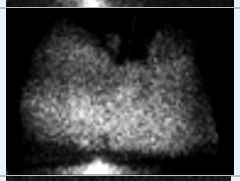
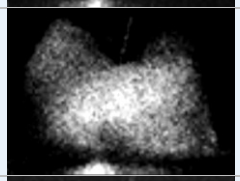
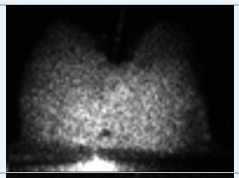
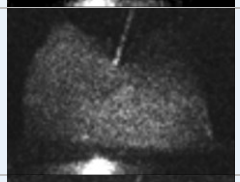
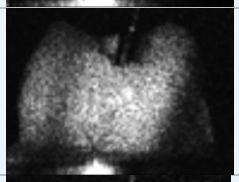
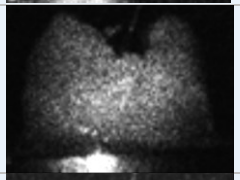
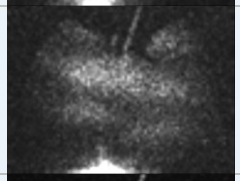
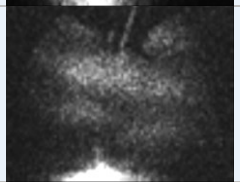
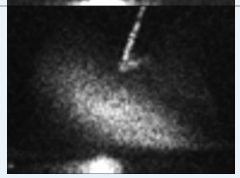
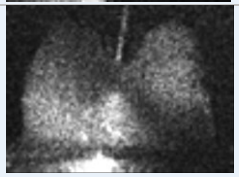
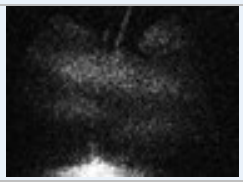
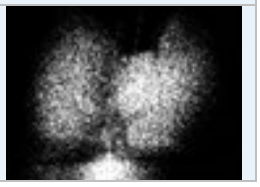
a. u mirovanju			
b. frekvencije 100 Hz, promjera svrdla 1,0 mm			
c. frekvencije 450 Hz, promjera svrdla 1,0 mm			
d. frekvencije 800 Hz, promjera svrdla 1,0 mm			
e. frekvencije 100 Hz, promjera svrdla 1,6 mm			
f. frekvencije 450 HZ, promjera svrdla 1,6 mm			
g. frekvencije 800 Hz, promjera svrdla 1,6 mm			
h. frekvencije 100 Hz, promjera svrdla 2,3 mm			
i. frekvencije 450 Hz, promjera svrdla 2,3 mm			
j. frekvencije 800 Hz, promjera svrdla 2,3 mm			

Slika 38. Rekonstrukcija holograma vibrirajućeg zuba 1

Rekonstrukcije 38b, 38c, 38d prikazuju svrdla najmanje dimenzije od 1,0 mm pri frekvencijama od 100/450/800 rpm. Rekonstrukcije 38e, 38f, 38g prikazuju svrdla srednje dimenzije od 1,6 mm pri frekvencijama od 100/450/800 rpm. Rekonstrukcije 38h, 38i, 38j prikazuju svrdlo najveće dimenzije od 2,3 mm pri 100/450/800 rpm. Na rekonstukcijama holograma 38g, 38i, 38j jasno su vidljive tamne holografske pruge koje koreliraju s deformacijom u mikrometrima na postojećoj strukturi. Veličina deformacije je konstatntna duž čitave pruge. Broj holografskih pruga se povećava povećavanjem veličine promjera svrdla i povećavanjem frekvencije. Svrdla manjeg promjera na najmanjoj frekvenciji nisu proizvela gotovo niti jednu jasno vidljivu prugu. Kod manjih promjera, a većih frekvencija, kao i kod većih promjera svrdla i pri manjim frekvencija, nastala je samo jedna pruga (38c, 38b, 38h). Broj holografskih pruga povećava se na maksimalan broj tri kod većih frekvencija i većih svrdla (38g, 38i, 38j).

U navedenoj rekonstrukciji holograma tri vidljive pruge su najveći broj pruga koji smo uspjeli dobiti mjerenjem. Znajući da je valna duljina svjetlosti 632 nm, veličina jedne holografske pruge je 0,31 μm, tj 1 μm za 3 pruge. Zamućenja i interferencijske pruge u holografskim snimkama su značajne i jasno vidljive kod viših frekvencija 450 i 800 Hz mikromotora i grubljih svrdla dimenzija od 1,6 i 2,3 mm. Rezultat od 1 μm je najviši rezultat kojeg smo dobili u interpretaciji holografskog mjerenja vibracija zuba 1.

Slijedi prikaz holografske rekonstrukcije zuba 2, Slika 39.

a. u mirovanju			
b. frekvencije 100 Hz, promjera svrdla 1,0 mm			
c. frekvencije 450 Hz, promjera svrdla 1,0 mm			
d. frekvencije 800 Hz, promjera svrdla 1,0 mm			
e. frekvencije 100 Hz, promjera svrdla 1,6 mm			
f. frekvencije 450 HZ, promjera svrdla 1,6 mm			
g. frekvencije 800 Hz, promjera svrdla1,6 mm			
h. frekvencije 100 Hz, promjera svrdla 2,3 mm			
i. frekvencije 450 Hz, promjera svrdla 2,3 mm			
j. frekvencije 800 Hz, promjera svrdla 2,3 mm			

Slika 39. Rekonstrukcija holograma vibrirajućeg zuba 2

Rekonstrukcije 39b, 39c, 39d prikazuju svrdla najmanje dimenzije 1,0 mm pri frekvencijama 100/450/800 rpm, rekonstrukcije 39e, 39f, 39g, prikazuju svrdla srednje dimenzije 1,6 mm pri frekvencijama 100/450/80 0rpm. rekonstrukcije 39h, 39i, 39j prikazuju svrdlo najveće dimenzije 2,3 mm pri 100/450/800 rpm. Svrdla manjeg promjera, na najmanjoj frekvenciji nisu proizvele gotovo niti jednu jasno vidljivu prugu. Broj holografskih pruga povećava se na maksimalan broj tri kod većih frekvencija i većih svrdla (39g, 39i, 39j). Znajući da je valna duljina svjetlosti 632 nm, veličina jedne holografske pruge je 0,31μm, tj 1 μm za 3 pruge. Rezultat od 1 μm je najviši rezultat kojeg smo dobili u interpretaciji holografskog mjerenja vibracija zuba 2.

4.2.1. Vidni kut i interferencijska pruga

Središnja vidna oštrina određuje se najmanjim kutom pod kojim oko može vidjeti dvije točke kao odvojene. Taj vidni kut naziva se minimalni kut razlučivanja ili minimum separabile. U emetropnom oku on iznosi jednu kutnu minutu, što odgovara veličini od 4 mikrona i odgovara veličini baze jednog čunjića mrežnice te čini jedinicu vidne oštrine. Da bi se dvije točke vidjele odvojene, moraju biti podražena najmanje dva čunjića između kojih je jedan nepodražen. Mjerenjem vibracija u vremenski usrednjenoj holografskoj interferometriji, dobiven je, pri najvećem promjeru i najvećoj frekvenciji, razmak od 3 pruge.

Amplituda jedne holografske pruge = 632nm/2 = 316 nm, tj. amplituda jedne pruge = 0,31μm, a tri pruge = 1 μm.

Znači, pri najvećoj frekvenciji od 800 Hz, kod grubljih svrdla većeg promjera (2,3 mm), na hologramu postoji zamućenje na razini 1 μm vibracijskog pomaka, što nam potvrđuje da ne utječe na smanjeno vizualiziranje detalja u stomatološkom radu.

5. RASPRAVA

Ispitivanje utjecaja vidne oštrine na blizinu u kliničkom radu stomatologa, s korekcijama Galilejevim i Keplerovim optičkim sustavima magnifikacije i bez tih korekcija, nije dostatno zastupljeno u znanstvenim istraživanjima. Najčešće korišten vidni test za blizinu britanskog Fakulteta za oftamologiju (63) nije dovoljno osjetljiv za ispitivanje vidne oštrine u radnom prostoru stomatologa, a standardizirani, općeprihvaćen test za ispitivanje vidne oštrine na blizinu u dentalnoj medicini s magnifikacijama, koji bi zadovoljio optičke parametre nije još uvijek dostupan (29). Minijaturizacija Snellenovog optotipa, u suradnji sa središnjim Fotolaboratorijem Hrvatskog državnog arhiva, koristeći algoritam minijaturizacije dr. sc. Martine Eichenberger, prof., i suradnika sa Stomatološkog fakulteta, Sveučilišta u Bernu, Zavoda za pedijatrijsku stomatologiju, opisanog u radu „Utjecaj lupa i godina na vidnu oštrinu na blizinu u kliničkoj stomatologiji“, bio je izazov ovog istraživanja (29, 64). Minijaturni Snellenov optotip za ispitivanje vidne oštrine u radu na blizinu stomatologa, izrađen i korišten za potrebe ovog istraživanja, je veličine 5,2x2,8 mm, a dimenzije optotipa su od 0,05 do najvećeg optotipa od 0,6 mm.

Kvaliteta kliničkog rada stomatologa i manualna preciznost svakodnevno zahtijevaju i povećavaju vidne zahtjeve na blizinu. Preciznost vidnih zahtjeva pri radu na blizinu postiže se magnifikacijom. Magnifikacija se postiže sustavom leća koje se koriste u izradi teleskopskih naočala – Galilejev i Keplerov optički sustav. Galilejev optički sustav koristi se konveksnom i konkavnom lećom, a Keplerov teleskopski sustav ima dvije konveksne leće (65). Teleskopskim sustavima za magnifikaciju postiže se povećanje slike promatranog predmeta na mrežnici kombinacijom angularne magnifikacije i magnifikacije na osnovi mijenjanja udaljenosti promatranog predmeta (66).

Korištenjem magnifikacijskih pomagala stomatolog postiže ergonomske, muskuloskeletalne i optičke beneficije te magnifikacija kompenzira slabljenje akomodacije oka, koja nastupa nakon četrdesete godine života (prezbiopija), a korištenjem magnifikacije za pacijenta se poboljšava evaluacija mekog i tvrdog tkiva, detekcija karijesa, restorativna evaluacija, radiološka interpretacija, detekcija kamenca (67, 33). Uporaba magnifikacija dokazano je poboljšala dijagnosticiranja u dentalnoj medicini i terapiji (68, 69). Studija koja je ispitivala korištenje magnifikacija na Stomatološkom fakultetu Novog Zelanda je pokazala da od 285 studenata prve godine 23 % koristi magnifakaciju. Postotak se povećava za 2 % na drugoj godini studija pa sve do 48 % na završnoj godini studija. Na prethodno navedenom fakultetu, 72 % profesora koristi lupe s najčešćim povećanjem od 2,5x te polovina njih koristi lupe s nadodanom svjetlosnom lampicom (70).

Visoko zahtjevna kordinacija oko - ruka i taktilna percepcija zahtijevaju dobru vidnu oštrinu kao i ostale psihološke i neurološke kvalitete, a jedna od njih je i najviša funkcija vida, stvaranje trodimenzionalne slike, stereovid, i percepcija dubine predmeta (67).

U istraživanju je korištena naglavna lupa 1,5x, Galilejev sustav magnifikacije 2,5x/350 mm, Keplerov optički sustav 3,3x/450 mm i 4,5x/350 mm. Raspon vidnih oštrina na blizinu urednog očnog statusa ispitanika koji se ne koriste optičkim pomagalima za korekciju vida (naočalama ili kontaktnim lećama) iznosi od 0.3 do 0.6.

Statistički značajna kompenzacija vidne oštrine na blizinu u odnosu na vidnu oštrinu bez optičkih pomagla se postiže korištenjem naglavne lupe 1,5x, Galilejevog teleskopa 2,5x/350 mm i Keplerovog sustava 3,3x/450 mm, te raspon vidne oštrine na blizinu iznosi od 0.4 do 0.7. S Keplerovim teleskopom 4,5x/350 mm postiže se minimalna vrijednost vidne oštrine od 0.5., a maximalna od 0.8. Keplerova lupa 4,5x/350 mm postiže maksimalnu vidnu oštrinu koja se ne postiže niti s jednom do tada korištenom lupom u ovom istraživanju, međutim, potrebno je napomenuti da se povećanjem magnifikacije dubina vidnog polja smanjuje i moguća je pojava tremora ruku u početku korištenja magnifikacije 4,5x. Uočeno je da se 100 % vidna oštrina, tj. vidna oštrina od 1.0. ne postiže niti s najboljom korekcijom.

Studija koja je ispitivala vidnu oštrinu liječnika dentalne medicine s obzirom na dob, dokazala je široku varijabilnost u vidnoj oštrini na blizinu i znatno poboljšanje vidne oštrine unutar dentalnog radnog prostora za 100 – 379 %, uz korištenje naglavne lupe, Galilejevog teleskopa 2,5 i Keplerove lupe 4,3x, neovisno o godinama (64). Keplerova lupa 4,3x je postigla najveću vidnu oštrinu u kliničkom radu liječnika dentalne medicine zbog najveće magnifikacije, ali i zbog odsutnosti kromatskih i optičkih aberacija (65). S Galilejevom lupom 2,5x liječnici dentalne medicine mlađi od 40 godina su identificirali 0,05 mm strukturu unutar ROOt canal, što onima iznad 40 godina nije uspjelo (66).

U ovom istraživanju nije moglo biti uočeno da su postignute vidne oštrine ovisne o dobi i spolu, budući da su ispitanici bili mlađi od 30 godina. Liječnici dentalne medicine mlađi od 40 godina statistički imaju znatno veću vidnu oštrinu od starijih liječnika dentalne medicine. Liječnici dentalne medicine mlađi od 40 godina znatno poboljšavaju vidnu oštrinu reducirajući oko - objekt distancu ($p = 0,001$) ili koristeći lupe ($p = 0,008$) (71). Kompenzacija vidne oštrine se postiže magnifikacijskim pomagalima, međutim, ne može se dostići vrijednost vidne oštrine s istovjetnim pomagalima kao kod liječnika dentalne medicine mlađih od 40 godina (64, 65).

Statistički značajno povećavanje vidne oštrine na blizinu nije zabilježeno usporedbom magnifikacije 1,5x naglavne lupe i Galilejevim teleskopom 2,5x/350. Nisu zabilježene statistički značajne razlike u vidnim oštrinama između Galileja 2,5x/350 mm i Keplerovog teleskopa 3,3x/450 mm. Galilejevi optički sustavi povećanja od 2,5x na radnoj udaljenosti od 350 mm se preporučuju za studente Dentalne medicine, stomatološke tehničare te liječnike dentalne medicine koji se počinju prilagođavati na magnifikaciju. Galilejevi optički sustavi relativno malim povećanjem od 2,5x postižu dobru vizualizaciju usne šupljine.

Statistički značajno povećanje vidne oštrine postiže se povećanjem magnifikacije i mijenjanjem Galilejevog optičkog sustava 2,5x/350 mm na Keplerov optički sustav 4,5/350 mm, te povećanjem magnifikacije unutar Keplerovog sustava s 3,3x/450 mm na 4,5x/350 mm.

Utjecaj mehaničkih vibracija na deformaciju zuba mjerena je metodom vremenski usrednjene holografske interferometrije. Holografija interferometrija, metoda koja se koristi u pripremi ovog rada, omogućuje testiranje nehomogenosti prozirnih medija, određivanje neujednačenosti postupaka obrade, promjene faze, vibracije, itd. (72). Vrlo je važna primjena holograma u otkrivanje deformacije i objekta vibracija kada su izloženi djelovanju sile. Holografska interferometrija je tehnika koja integrira prednosti koje imaju holografske i klasične interferometrije zajedno (72). To, u osnovi, predstavlja interferenciju slika dvaju holografskih predmeta, koje mogu biti snimane na različite načine. Primjerice, koristeći isti referentni snop, na jednom foto panelu dva puta se snima slika subjekta. Ako u vremenskom intervalu između dvaju zapisa uslijede promjene predmeta (npr., premješteno ili deformirano), između dvaju korespondirajućih referentnih snopova nastat će razlike u udaljenosti. Slika površine objekta, koja obrađuje hologram, bit će pokrivena interferirajućim prugama, analogne prugama izjednačene debljine. Prema položaju tih linija, dolazi se do zaključka o promjenama na subjektu, koje se pojavljuju u vremenskom intervalu izmedju dviju ekspozicija.

Prema upućenosti autora, do sada nitko nije koristio metodu holografske interferometrije u mjerenju utjecaja mehaničkih vibracija na deformaciju zuba i vidne oštrine.

Tijekom posljednjih godina, identifikacija i karakterizacija oštećenja u strukturama zuba bili su široko proučavani korištenjem rezultata obrade mjerenja vibracija. U ovom području velike potencijale ima Laser Dopler Vibrometrija (LDV), a precizna i beskontaktna laserska tehnika brzine mjerenja vibracija (73, 74). Castellini i autori proučavali su mogućnost mjerenja

prirodne rezonantne frekvencije i vibracija ljudskog zuba: korišten je neinvazivni postupak za ekscitiranje vibracije i mjerenje. Postupak je bio individualiziran i implementiran je u in vitro testu na zubima (75). Pokazalo se preklapanje rezonantne frekvencije ljuskog zuba (prema redoslijedu od 20 do 40 kHz) s frekvencijama uređaja koje se koriste u stomatološkoj praksi, kao što su ultrazvuk ili kompresor. Ova činjenica uzrokuje ozbiljne rizike od oštećenja strukture zuba i stoga treba uzeti u obzir mehanički dizajn svrdla i rezača. Eksperimentalnu metodologiju koju su predstavili Castellini i autori može se koristiti u detekciji strukturalnih modifikacija zuba (kaviteti, mikro poroznosti, prijelomi) i u svrhu dijagnoze (76). U oba postupka (76, 77) vibracija zuba je inducirana Nd: YAG laserom koji je usmjeren direktno na površinu. Ekscitacija laserskih impulsa je bazirana na termalnim i mehaničkim efektima zbog elektromagnetskog zračenja s površine. Ako je jačina lasera dovoljno jaka, radijacija uzrokuje povećanje lokalne termperature s termo-elastičnim širenjem ili čak lokalnom potrošnjom.

U posljednjih nekoliko godina proučavani su efekti ekscitacije laserskih impulsa (78-81). Castellini i autori su analizirali i predložili neinvazivne postupke mjerenja u postavljanju dijagnoze strukturalnog oštećenja na ljudskim zubima, temeljene na ne kontaktnim eksitacijama i mjerenjima vibracija s pomoću laserskih tehnika (82). U ovom članku proces mjerenja se temelji na uporabi Nd: YAG laserski impulsi za eksitacije, i Laser Dopler Vibrometrija (LDV) za mjerenje. Zub se tretira vibracijama koristeći Nd: YAG laser, ispod ablacijskog praga, koji izaziva lokalnu toplinsku ekspanziju i naknadno širenje valova savijanja. Vibracije se mjere s pomoću LDV-a. Prisustvo strukturnog oštećenja, uzrokovanog propadanjem zuba, može biti opaženo kao varijacija u dinamičnom ponašanju zuba. Tehnike i rezultati in vistro testova na umjetno oštećenim zubima su prezentirani. Ako je korišten visoko energetski tremor, može doći do zagrijavanja i ablacije zubne strukture, što može imati ozbiljnije posljedice za pacijenta. Castellini i autori zaključili su da zubno oštećenje može biti uzrokovano povećanjem rezonantne frekvencije, kao i pojavom antirezonancije (82). Poole i autori mjerili su amplitude vibracijskih pomaka pet visokorotirajućih dentalnih turbina i dva visokorotirajuća ručna dentalna insturmenta s rotirajućim reznim instrumentima (RCI) ili bez njih, koristeći skenirajuću lasersku vibrometriju (SLE). Operativni ručni dentalni instrumenti s RCI-jem pokazali su veće amplitude vibracijskih pomaka nego bez RCI-a, ali ni jedno mjerenje nije premašilo 4 mikrona za svaki pojedinačni instrument (83). Rad Zacharyja i Arzanpoura predstavlja vremenski realnu identifikaciju slojeva zuba temeljenu na procesuiranju signala dentalnih ručnih instrumenata. Tehnika služi kao koristan alat u postupcima stomatoloških restauracija gdje su taktilna i vizualna osjetila stomatoloških

profesionalaca njihov jedini izvor povratnih informacija. Vibracije zubnih bušilica mjerene su s pomoću dvaju senzora, akselometra (RT Pro Photon) i LDV (Ometron VQ-500-DV).

Analiza frekvencije otkrila je čiste i različite vrhove bez većih razlika u očitanjima senzora. Prvi vrh u analizi frekvencija, u spektru frekvencija dentalnih instrumenata, korenspondira kutnoj brzini. Ova brzina frekvencije je odabrana kao svojstvo za razlikovanje cakline i dentina. Njihov se rad koristi za prepoznavanje i razlikovanje slojeva h (84). Mehanički parametri kao rezonantna frekvencija, koeficijent viskoznosti, elastični moduli simuliranih zubiju (poliacetilne strukture) mjereni su s nekontaktnim vibracijskim instrumentom

(NEVD) za monitoriranje stanja peridontalnog tkiva. Akselometar i laserski senzor pomaka (LDS) su postavljeni na ciljni zub za otkrivanje vibracija. Mjerenja su obavljena Akselometrom u skupini 1, s LDS-om i Akcelerometrom u skupini 2 i samo s LDS-om u skupini 3. Mehanički parametri bili su statistički značajniji u LDS skupini 3. Mjerenja s LDS-om bilo je preciznije nego u drugim kombinacijama. Izmjereni parametri nisu se znatno razlikovali u skupini 1 i 2 (85). LFMV (nisko frekventne mehaničke vibracije) od 5, 10 ili 20 Hz primijenjene su na ortodontičkom zubu, a mikrofokusna tomografska analiza je korištena za mjere pokreta zuba, frakcijskog volumena kostiju i gustoće tkiva. 64 muška CD1 miša, 12 tjedana stara, korištena su za kretanje ortodontskih zubiju i podijeljena su u 2 skupine: kontrolna grupe (početna; bez opruge + 5 Hz, bez opruge + 10 Hz; bez opruge + 20 Hz) i eksperimentalne skupine (opruga + bez vibracija, opruga + 10 Hz; oprugA + 20 Hz). Nije bilo znatnog povećanja pokreta ortodontskog zuba primjenom LFMV-a u usporedbi s kontrolnim skupinama (opruga + bez vibracija). Frakcije volumena kostiju i gustoća tkiva pokazali su povećanje uz primjenu LFMV-a (86).

Metoda pogodna za analizu modalnih struktura objekata vibracija je vremenski usrednjena holografska interferometrija (87). Primjenom TAH-a, dogovoreni način vibracije predstavljen je uzorkom ruba čvora i antičvora, gdje su čvorovi stacionarna područja, a antičvorovi su kvazi stacionarni (maksimalna amplituda za određenu frekvenciju vibracija). Interferometrijska mjerenja temelje se na snimanju holograma tijekom vibracija objekta pod uvjetom da su snimanja holograma jednaka ili duža u usporedbi s razdobljem vibracije objekta. Za snimanje holograma, TAH je koristio prvo foto-emulzije (87), potom digitalne fotoosjetljive nizove (88, 89), a odnedavno detektore brojanja fotona (90). Raširene aplikacije uključuju tipične predmete kao što su zvučnici (88) ili glazbeni instrumenti (91, 92) i, također, predmeti na skali mikrometra (93).

Vremenski usrednjena holografska interferometrija kao metoda mjerenja vibracija do sada se u stomatologiji uspješno koristila za mjerenje stupnja skupljanja različitih dentalnih materijala s velikom preciznošću (61, 94, 95). Tom metodom također su provođena mjerenja vibracija nastala pri ugradnji implantata primjenom aksijalne sile (96), te statičko opterećenje mandibule kod pokusnih životinja (97, 98). Uspješno su mjereni pomaci središnjih gornjih sjekutića kod čovjeka s preciznošću od 0.05 μm (99). Holografija se za precizna mjerenja koristila u protetici za mjerenja stabilnosti metalnog keramičkog protetskog nadomjeska (100, 101).

Mnoga istraživanja u različitim područjima znanosti uspješno su ispitivala promjene dimenzija uzrokovane različitim silama u zadnjih šedeset godina. Navedena istraživanja su pokazala da je vremenski usrednjena holografska interferometrija veoma precizna i pogodna tehnika za mjerenje finih vibracija.

6. ZAKLJUČAK

Temeljem ovog istraživanja može se zaključiti:

1. Distribucije mjerenja vidne oštrine korištenjem magnifikacijskih pomagala (grupe VNL, VGA2,5, VKP3,3 i VKP4,5) sadržavaju veće vrijednosti izmjerenih vidnih oštrina u odnosu na korištenje naturalnog vida bez magnifikacijskih pomagala (VSC) ($p < 0,001$ za usporedbu s VNL, VGA2,5, VKP3,3 i VKP4,5 grupama).

2. Usporedba obične lećne lupe magnifikacije 1,5x (VNL) ukazala je na statistički značajnu razliku u distribuciji mjerenja vidne oštrine u odnosu na Keplerovu lupu magnifikacije 3,3x (VKP3,3; $p = 0,014$) te Keplerovu lupu magnifikacije 4,5x (VKP4,5; $p < 0,001$). U odnosu na Galilejevu lupu magnifikacije 2,5x (VGA2,5), Keplerovom lupom magnifikacije 4,5x (VKP4,5) općenito su zabilježene veće vrijednosti vidne oštrine.

3. Usporedba Keplerovih lupa ukazala je da distribucija izmjerenih vrijednosti vidne oštrine nakon korištenja Keplerove lupe magnifikacije 4,5x (VKP4,5) općenito sadrži veće vrijednosti vidne oštrine u odnosu na distribuciju izmjerenih vrijednosti nakon korištenja Keplerove lupe magnifikacije 3,3x (VKP3,3). Najveća distribucije vidne oštrine postignuta je s Keplerovom magnifikacijom 4,5x/350 mm.

4. Vremenski usrednjena holografska interferometrija je metoda korištena za mjerenje mehaničkih vibracija zuba nastalih strojnom preparacijom kaviteta (Maillefer NiTi system, Dentsplay Tecnika) s mikromotorom 16:1 okretni moment, koristeći tri svrdla promjera 1.0, 1.6, 2.3 mm i tri brzine - 100, 450, 800 rpm u laboratorijskim uvjetima.

5. Veće amplitude vibracije zuba - javljaju se povećavanje dijametra i brzine okretanja turbine. Manji dijametar svrdla i niske brzine ne stvaraju niti jednu holografsku prugu, no srednje i visoke brzine stvaraju barem jednu vidljivu prugu. Maksimalan broj holografskih pruga je tri i javljaju se kod najvećeg promjera svrdla i najveće brzine okretanja.

   Pri najvećoj frekvenciji od 800 Hz, kod grubljih svrdla većeg promjera (2,3 mm) na hologramu postoji zamućenje na razini od 1 μm vibracijskog pomaka. Minimalan kut razlučivanja je 4 μm. Vibracijski pomaci koji se događaju na strukturi zuba ne utječu na smanjene vidne oštrine.

7. LITERATURA

1. Bušić M. Pregled anatomskih struktura i funkcija oka. In: Bušić M, Kuzmanović Elabjer B, Bosnar D. Seminaria ophthalmologica. Osijek: Cerovski d.o.o.; 2011. p. 4
2. Kostović I, Judaš M. Anatomija vidnog sustava. In: Čupak K, Gabrić N, Cerovski B i sur. Oftalmologija. Zagreb: Globus; 2004. p. 59
3. Cerovski B. Anatomija i fiziologija vidnog živca. In: Cerovski B. Neurooftalmologija. Zagreb: Fraktura; 2007. p. 3 - 9
4. Levin LA, Arnold AC. Neuro-Ophthalmology: the practical guide. New York Stuttgart: Thieme; 2005.
5. Pokupec R. Oftalmološka optika, refrakcija i refrakcijske anomalije. In: Šikić J. i sur. Oftalmologija. Zagreb: Narodne novine; 2003. p. 153 - 64.
6. Kuzmanović Elabjer B, Predović J, Bušić M. Optika i refrakcija. In: Bušić M, Kuzmanović Elabjer B, Bosnar D. Seminaria ophthalmologica. Osijek: Cerovski d.o.o.; 2011. p. 35
7. Dorn V. Pokretljivost oka i poremećaji pokretljivosti oka. In: Šikić J. i sur. Oftalmologija. Zagreb, Narodne novine; 2003. p.165 - 90.
8. Wisnicki HJ, Guyton DL. A modified corneal light reflex test with distance fixation. Am J Ophthalmol; 1986; 102 : 661 - 2.
9. Čelić M. Dijagnostika strabizma. Skripta. Zagreb, Medicinska naklada, 1970.
10. Štriga M. Fiziologija oka. In: Čupak K, Gabrić N, Cerovski B i sur. Oftalmologija. Zagreb: Globus; 2004.; p.101 - 6.
11. Cerovski B. Refrakcija oka. In: Čupak K, Gabrić N, Cerovski B i sur. Oftalmologija. Zagreb: Globus; 2004.; p. 985 - 1026.
12. Curtin BJ. The myopias: basic science anc clinical management. Philadelphia:Harper and Row; 1985.
13. Wandell AB. Foundation of vision. Sinderland, Massachusetts: Sinauer associates, Inc.; 1995.
14. Rutstein RP, Fuhr PD, Swiatocha J. Comparing the amplitute of accommodation determined objectively and subjectively. Optom Vis Sci.1993; 70 : 496 - 500.
15. Eskridge JB. Clinical objective assesssment of the accommodative response. J Am Optom Assoc .1989; 60 : 2272 - 275.

16. Kanski JJ. Clinical Ophthalmology: A sistematic approach. 6nd ed. Butterworth-Heinemann; 2007.
17. Seidel D, Gray LS, Heron G. The effect of monocular and binocular viewing on the accommodation response to real targets in emmetropia and myopia. Optom Vis Sci. 2005; Apr; 82 (4) : 279 - 85.
18. DeDonato LM, Rouse MW. Refractive anisometropia. J Am Optom Assoc.1982 Jun; 53 (6) : 489 - 90.
19. Rose L, Levinson A: Anisometropia and aniseikonia. Am J Optom Arch Ani Acad Optom. 1972 Jun; 49 (6) : 480 - 4.
20. Nibourg LM et al.Influence of stereoscopic vision on task performance with an operating Microscope. J Cataract Refract Surg; 2015 Sept; 41 (9) : 1919 - 25.
21. Miller D. The wisdom of the eye. San Diego: Academic Press; 2000.
22. Evans B, Doshi S: Binocular vision and orthoptics: Investigations and management.Oxford:Butterworth-Heinemann; 2001.
23. Dorn Lj: Vid i vidna oštrina u male djece. Paediatr Croat; 2004; 48 (1) : 247 - 54.
24. Ogden TE. Nerve fiber layer of macaque retina:retinotopic organization. Invest Ophthalmol Vis Sci; 1983; 24 : 85 - 98.
25. Fletcher R, Still DC, Allen RJ. Eye examination and refraction. Osney Mead, Oxford OX; 1998.
26. McKendrick AM, Brennan NA: Clinical evaluation of refractive techiniques.J Am OptomAssoc; 1995 Dec; 66 (12): 758 - 65.
27. Carlson N, Kurtz D, Heath D, Hines C. Clinical procedure for ocular examinationa.Norwalk, CT: Appleton & Lange; 1990.
28. Sprague JB, Stock LA, Connett J, Bromberg J. Study of chart designs and optotypes for preschool vision screening:Comparability of chart designs. J Pediatr Ophtalmol Strabismus.1989 Jul; 26 (4): 189 - 97.
29. Eichenberg M, Perrin P, Neuhaus KW, Bringofl U, Lussi A. Influence of loupes and age on near visual acuity of practicing dentist. J Biomed Optics. 2011; 16 (3).
30. Cerovski B. Radna oftalmologija. In: Čupak K, Gabrić N, Cerovski B i sur. Oftalmologija. Zagreb: Globus; 2004.; p. 1033 - 36.
31. Piccoli B, Zambelli PL, Grosso D, Assini R. Occupational ophthalmology and ergoophthalmology: a developing field. Med Lav; 2003 Jan - Feb; 94 (1):101 - 7.

32. James T, Gilmour AS. Magnifying loupes in modern dental practice: an update.Dent Update. 2010 Nov; 37 (9): 633 - 6.
33. Syme SE, Fried JL, Strassler HE. Enhanced visualization using magnification. J Dent Hyg.; 1997 Fall; 71 (5) : 202 - 6.
34. Branson BG, Bray KK, Gadbury-Amyot C, Holt LA, Keselyak NT, Mitchell Tv et al.Effect of magnification lenses on student operator posture. J Dent Educ.; 2004 Mar; 68 (3) : 384 - 9.
35. http://www.dentistrytoday.com/ergonomics/1110
36. Meraner M, Nase JB. Magnification in dental practise and education: experience and attitudes of dental school faculty. J Dent Educ.; 2008;72 (6) : 698 - 706.
37. Chang BJ. Ergonomic benefits of surgical telescope systems: selection guidelines. J CalifDent Assoc.; 2002; 30:161 - 9.
38. Rucker LM, Beattle C, McGregor C et al.Declination angle and its role in selecting surgical telescopes system: selection guidelines. J Calif Dent Assoc.; 2002; 30:161 - 9.
39. Gultz JSL, Kaim J et al. Using a fibre optic light to improve visual acuity.J Dent Educ.; 1997; 61 : 213
40. Katz M et al. Angular and linear fields of view of Galilean telescopes and telemicroscopes. Optom Vis Sci.; 2007; 84 (6): 522 - 31.
41. Spear FM. One clinician's journey through the use of magnification in dentistry.Advanced Esthetics and Interdisciplinary Dentistry; 2006; 2 : 30 - 32.
42. Congdon LM, Tolle SL, Darby M. Magnification loupes in U.S.Entry-level dental hygien Programs-occupational health and safty. J Dent Hyg.; 2012; 86 (3) : 212 - 5.
43. Mansueto MA, Overton JD. A clinicain's guide to purchasing surgical loupes. Tex Dent J.; 2007;124 (2) : 174 - 86.
44. Valachi B. Vision quest: finding your best working distance when using loupes. Dental Practuce Report; 2006; 4 : 49 - 50.
45. McGowan S.Characteristics of Teeth:A review of size, shape, composition and appearance of maxillary anterior teeth. Eur J Dent.; 2015 Oct-Dec; 9 (4) :500 - 7.
46. Dragan OC, Farcasanu AS, Campian RS, Turcu RV. Human tooth and root canal morphology reconstruction using magnetic resonance imaging. Clujul Med.; 2016; 89 (1) : 137 - 42.
47. Koch G, Poulsen S. Paediatric Dentistry: A clinical approach, 2nd edn.Wiley Blackwell.2009.

48. Stanković D, Tričković K. Vibracije.In: Stanković D. Medicina rada. Zagreb: Medicinska knjiga Beograd-Zagreb; 1984.; p. 411 - 19.
49. Šarić M, Žuškin E. Vibracije.In: Bogadi-Šare A, Goglia V. Medicina rada i okoliša. Zagreb: Medicinska naklada; 2002.; p. 346 - 57.
50. Tanković A, Suljić-Beganović F, Talajić M, Lutvica S, Lutvica E, Goletić A. Uticaj vibracija na ljudski organizam - Vibratorna bolest. Bilten Ljekarske komore.2015;15(20)
51. Vodanović M. Ergonomija i profesionalne bolesti stomatologa. Hrvatski stomatološki vjesnik; 2006; 13 (4): 29 - 34.
52. Šarić M, Žuškin E i sur. Medicina rada i okoliša. Zagreb. Medicinska naklada; 2002.
53. Vodanović M, Grgurev I. Profesionalne bolesti stomatologa: sindrom karpalnog tunela. Hrvatski stomatološki vjesnik; 2007; 14 (1) : 46 - 48.
54. Jay WM: Visual field defects. Am fam phys 1982; 24 (2): 138-42.
55. Jacobson SG, Morales DS, Sun XK, Feuer WJ, Cideciyan AV, Gass JD, Milam AH: Pattern of retinal dysfunction in acute zonal occult outer retinopathy. Ophthalmology; 1995 Aug; 102 (8) : 1187 - 98.
56. Petersen RA, Walton DS: Optic nerve hypoplasia with good visual acuity and visual field defects: a study of children of diabetic mothers. Arch Ophthalmol; 1977 Feb; 95 (2) : 254 - 8.
57. Lyne AJ, Phillips CI: Visual field defects due to opacities in the opitcal media. Br J Ophthalmol; 1969 Feb; 53 (2) : 119 - 22.
58. Polić-Radovanović S, Ristić S,Jegdić B.Nikolić Z. Metodološki i tehnički aspekti primene novih tehnika u zaštiti kulturne baštine. Beograd: Institut Goša; 2010.
59. http://www.web.zpr.fer.hr/ergonomija/2004/pazanin/holografija.doc
60. Bistričić L, Henč-Bartolić V. Predavanja i auditorne vježbe iz fizike lasera.Zagreb: Element; 2001.
61. Knežević A, Demoli N, Tarle Z, Šolc M. Digitalna holografska interferometrija – nova metoda mjerenja polimerizacijskoga skupljanja kompozitnih materijala. Acta Stomat Croat, 2005; 39 (2) :145 - 153.
62. Palevicius P, Ragulskis M, Palevicius A, Ostasevicius V. Applicability of Time-Averaged Holografy for Micro-Electro-Mechanical System Performing Non- Linear Oscillations; Sensor Vol. 14; 1805-1821.
63. Mahmoud AL-Salem.Arabic reading types. BMJ; 1986.,70., 314 - 316.

64. Eichenberger M, Perrin P, Neuhaus WK, Bringolf U, Lussi A. Visual acuity of dentist under simulated clinical conditions. Clinic Oral Invest.; 2013;17; 725 - 729.
65. Eichenberge M, Perrin P, Neuhaus KW, Bringolf U; Lussi A. Influence of loupes and age on the near visual acuity of practicing dentists. J Biomed Opt. 2011;16(3).035003
66. Perrin P, Neuhaus KW, Lussi A. The impact of loupes and microscopes on vision in endodontics. Int Endod J.; 2014; 47 (5) : 425 - 9.
67. Syrimi M, Ali N. The role of stereopsis (three-dimensional vision) in dentistry: review of current literature. Br Dent J.; 2015 May; 218 (10) : 597 - 8.
68. Strassler HE, Syme SE, Serio F, Kaim JM. Enhanced visualization during dental practise using magnification system. Compend Contin Educ Dent.;1998; 9 (6) : 595. 8.
69. Sunell S, Rucker L.Surgical magnification in dental hygiene practice. Int J Dent Hyg.; 2004; 2 (1) : 26 - 35.
70. Murray CM, Chandler NP. Magnification: Magnifying the point. BDJ.2015;218:369.
71. Perrin P, Ramseyer ST, Eichenberger M, Lussi A. Visual acuity of dentist in their respective clinical condition. Clin Oral Investig. 2014; 18 (9); 2055 - 8.
72. Polić-RadovanovićS,Ristić S,Jegdić B,Nikolić Z. Metodološki i tehnički aspekti primene novih tehnika u zaštiti kulturne baštine. Beograd: Institut Goša; 2010.
73. L.E. Drain, The Laser Doppler Technique, J. Wiley and 26–33. Sons, New York, 1980.
74. P.Castellini, G.M. Revel, E.P. Tomasini, Laser Doppler Vibrometry: A review of advances and applications, The Shock Vib. Dig.; 30 (6) (1998); 443 – 456.
75. P. Castellini, G. Miglietta, L. Scalise, G.M. Revel, Dynamic characterisation of teeth by laser vibrometry, in: Proceedings. of the 3rd International Conference on Vibration Measurements by Laser Techniques: Advances and Applications, SPIE Vol. 3411, Ancona, Italy; 1998; pp. 581 - 589.
76. P. Castellini, G. Miglietta, L. Scalise, G.M. Revel, Dynamic characterisation of teeth by laser vibrometry, in: Proceedings. of the 3rd International Conference on Vibration Measurements by Laser Techniques: Advances and Applications, SPIE Vol. 3411, Ancona, Italy; 1998; pp. 581 - 589.
77. P. Castellini, L. Scalise, G.M. Revel, Study of human teeth vibration behaviour for diagnostic purposes, in: Proc. of 8th International IMEKO Conference on Measurement in Clinical Medicine (BMI'98) and 12th International Symposium on Biomedical Engineering, Dubrovnik; 1998; pp. 515 - 518.

78. W.R. Philip, D.J. Booth, Laser excitation of transverse mechanical vibrations in structures, Austr. Non Destruct. Testing 30; (1994); 104 - 108.
79. W.R. Philip, D.J. Booth, N.D. Perry, Single pulse laser excitation of structural vibration using power densities below the surface ablation threshold, J. Sound Vib.; 185 (4) (1995); 643 - 654.
80. W.R. Philip, D.J. Booth, Remote excitation and sensing of mechanical resonances in structures using laser diodes and an optical fibre interferometer, Measure. Sci. Technol.; 5 (1994); 731 - 735.
81. S. Askaraba, D. Tran, D.J. Booth, Study of Vibration of Thin Shallow Spherical Shells By Laser Pulse Excitation and Interferometry, in: Proceedings of the 16th International Modal Analysis Conference, Santa Barbara; 1998; pp. 1510 - 1515.
82. Castellini P, Scalise L. Revel GM. Vibration measurements for diagnosis of structural defects on human teeth. Measurement; 27 (2000); 29 – 42.
83. Poole RL, Lea SC, Dyson JE, Shortall AC, Walmsley AD. Vibration characteristics of dental high-speed turbines and speed-increasing handpieces. J Dent; 36 (7) 2008 Jul; 488 - 93.
84. Zakeri V. Arzanpour S. Measurement and Analysis of Dental Handpiece Vibration for Real-Time Discrimination of Tooth Layers. Cyber Journals: Multidisciplinary Journals in Science and Technology, Journal of Selected Areas in Bioengineering (JSAB), November Edition; 13 - 18
85. Kobayashi H, Yamaoka M, Hayashi M, Ogiso B. Use of a laser displacement sensor with a non-contact electromagnetic vibration for assessment of simulated periodontal tissue conditions. J Oral Sci.; 58 (1) (2016); 93 - 9.
86. Yadav S, Dobie T, Assefnia A, Gupta H, Kalajzic Z, Nanda R. Effect of low-frequency mechanical vibration on orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacil Orthop; (2015 sept); 148 (3) : 440 - 9
87. Powel RL, Stetson KA. Interferometric vibration analysis by wavefront econstruction. J Opt Soc Am; 55(12) (1965); 1593-1598.
88. Picart P, Leval J, Mounier D, Gougeon S. Time-averaged digital holography. Opt. Lett. 2003; 28: 1900 - 1902.
89. Demoli N. Real-time monitoring of vibration fringe patterns by optical reconstruction of digital holograms: mode beating detection. Opt Express; 14(6) (2006); 2117 - 2122.

90. Demoli N, Skenderović H, Stipčević M. Time-averaged photon-counting digital holography; Opt Lett 40 (18); 4245 - 4248.
91. Hutchins CM. The acoustics of violin plates. Sci Am 245; (1981); 127 - 135.
92. Demoli N, Demoli I. Dynamic modal characterization of musical instruments using digital holography. Opt Express 13 (13) (2005); 4812 - 4817.
93. Singh VR, Miao J, Wang Z, Hedge G, Asundi A. Dynamic characterization of MEMS diaphragm using time averaged in-line digital holography. Opt Commun 280 (2007); 285 -290.
94. Pantelić D, Blazić L, Savić-Sević S, Panić B Holographic detection of a tooth structure deformation after dental filling polymerization. J Biomed Opt; 2007; 12 : e024026
95. Xia H, Picart P, Montresor S, Guo R, Li JC, Yusuf Solieman O, Durand JC, Fages M. Mechanical behavior of CAD/CAM occlusal ceramic reconstruction assessed by digital color holography. Dent Mater; 2018; 34 : 1222 - 1234.
96. Brozović J, Demoli N, Farkaš N, Sušić M, Alar Z, Gabrić Pandurić D. Properties of axially loaded implant-abutment assemblies using digital holographic interferometry analysis.Dent Mater 2014;30:e17-27.15. Picart P, Leval J, Mounier D, Gougeon S. Time-averaged digital holography Opt Lett; 2003; 28; 1900 - 1902.
97. Kobayashi H, Yamaoka M, Hayashi M, Ogiso B. Use of a laser displacement sensor with a non-contact electromagnetic vibration for assessment of simulated periodontal tissue conditions. J Oral Sci.; 2016; 58 : 93 - 99.
98. Yadav S, Dobie T, Assefnia A, Gupta H, Kalajzic Z, Nanda R. Effect of low-frequency mechanical vibration on orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacil Orthop; 2015; 148 : 440 - 9
99. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Bowley WW. Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions. J Periodontal Res; 1978 Jul; 13 : 283 - 294.
100. Goldstein GR, Wesson A, Schweitzer K, Cutler B. Flexion characteristics of four-unit fixed partial denture frameworks using holographicinterferometry. J Prosthet Dent.; 1992; 67 : 609 - 613.
101. Zimmermann M, Egli G, Zaruba M, Mehl A. Influence of material thickness on fracturalstrength of CAD/CAM fabricated ceramic crowns. Dent Mater J; 2017; 36 : 778 - 783.

8. ŽIVOTOPIS AUTORA S POPISOM OBJAVLJENIH RADOVA

Iris Urlić rođena je 10. srpnja 1972. godine u Makarskoj gdje je završila osnovnu školu. Maturirala je 1991. godine u SAD-u i upisala studij medicine na Medicinskom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu, na kojem je diplomirala u lipnju 1998. godine. Nakon odrađenog jednogodišnjeg pripravničkog staža, u studenome 1999. godine položila je državni stručni ispit i time stekla odobrenje za samostalan rad na poslovima doktora medicine te započela raditi kao odjelni liječnik u Psihijatrijskoj bolnici Vrapče u Zagrebu na Odjelu za psihogerijatriju. Specijalistički ispit iz oftalmologije, nakon odrađenog specijalističkog staža u Klinici za očne bolesti KBC Zagreb, položila je 3. listopada 2005. godine i od tada kao liječnik specijalist oftalmolog, a potom i kao pomoćnik ravnatelja radi u Poliklinici "Ghetaldus oftalmologija" u Zagrebu. Također obavlja poslove stalnog sudskog vještaka za oftalmologiju.

Poslijediplomski studij iz oftalmologije na Medicinskom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu upisala je u studenome 2003. godine te je na istom fakultetu, u travnju 2010., obranila magistarski rad s naslovom "Utjecaj astigmatizma na oštećenje vidnog polja", pod mentorstvom dr. sc. Branimira Cerovskog, dr. med, prof. U rujnu 2013. godine upisala je poslijediplomski sveučilišni studij za stjecanje akademskog naziva doktora znanosti na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu, a 17. lipnja 2015. joj je nakon javne obrane prihvaćena tema disertacije s naslovom "Utjecaj mehaničkih vibracija na vidnu oštrinu liječnika dentalne medicine metodom vremenski usrednjene holografske interferometrije", pod mentorstvom prof. dr. sc. Dubravke Negovetić Vranić, dr. med. dent.; komentor dr. sc. Nazif Demoli.

Aktivno je sudjelovala na brojnim domaćim i međunarodnim kongresima. Autor je i suautor znanstvenih i preglednih članaka i kongresnih priopćenja.

POPIS OBJAVLJENIH RADOVA:

1. Jukić T, Urlić I, Šikić J, Katušić D, Šarić B, Vukojević N. Perforative eye injury in Clinical University Hospital Centar from 1998 - 2002. 3. Kongres Hrvatskog oftalmološkog društva s međunarodnim sudjelovanjem. Rovinj, 07. - 10. svibnja 2003.
2. Urlić I. Utjecaj astigmatizma na oštećenje vidnog polja. Magistarski rad. Medicinski fakultet Sveučilišta u Zagrebu, 2010.
3. Urlić I, Cerovski B. The influence of astigmatism on visual field defects. 10. Kongres Hrvatskog oftalmološkog društva s međunarodnim sudjelovanjem. Vodice, 14. - 16. svibnja 2010.
4. Raštegorac P, Urlić I, Tomić M, Petriček I. Zdravlje površine oka (OSD). 10. Kongres Hrvatskog oftalmološkog društva s međunarodnim sudjelovanjem. Vodice, 14. - 16. svibnja 2010.
5. Urlić I, Cerovski B. Preservation in practise: review of preservation in ophthalmic drugs and their effects on the ocular surface. 12. Kongres Hrvatskog oftalmološkog društva s međunarodnim sudjelovanjem. Bol, 10. - 13. svibnja 2012.
6. Urlić I, Đapić Kovač N, Tcik T. The importance of pachymetry among the patients with normal intraocular pressure. 10th Congress of South East European Society of Opthalmology (SEEOS). Ohrid, Makedonija, 20th to 23rd June 2013.
7. Urlić I, Ekert M. A comparison of optic disc topographic parameters in patient with primary open angle glaucoma and normal tension glaucoma. 14. Kongres Hrvatskog oftalmološkog društva s međunarodnim sudjelovanjem. Dubrovnik, 22. - 25. svibnja 2014.
8. Vrabec R, Lukenda A, Knežević T, Urlić I, Milinković B, Milošević M. Measurement of retinal blood vessels diameter with optical coherent tomography. 14. Kongres Hrvatskog oftalmološkog društva s međunarodnim sudjelovanjem. Dubrovnik, 22. - 25. svibnja 2014.
9. Katanec T, Majstorović M, Negovetić Vranić D, Urlić I, Bašić R, Jurić H. The Effect of Probiotics on the Number of Streptococcus Mutans Count in the Oral Cavity Among Caries Risk Individuals. 1st International Congress of the School of Dental Medicine. Zagreb, Croatia, 20th to 21th Mach 2015.

10. Urlić I, Verzak Ž, Negovetić Vranić D. Utjecaj teleskopskog Galilejeva sistema na oštrinu vida na blizinu kod liječnika dentalne medicine u simuliranim kliničkim uvjetima. Acta stomatologica Croatica 2016; 3: 235 - 241.

11. Negovetić Vranić D, Urlić I, Jeličić J, Bučević P, Čuković-Bagić I. Measuring the influence of telescopic Galileo system on visual acuity of paediatric dentists in a simulated clinical environment. 13. Kongres EAPD. European Archives of Paediatric Dentistry 2016; 17 : 303.

12. Urlić I, Negovetić Vranić D, Carek A, Verzak Ž, Dumančić J, Rajić V, Vucelić V. The Influence of Galilean and Kepler Loupe Systems Under Simulated Clinical Conditions. Journal of Dental Research. Kongres IADR. San Francisco, California, USA, 22th to 25th March 2017.

13. Urlić I, Demoli N, Sutej I, Bašić R, Negovetić Vranić D. Measuring tooth vibration induced during cavity preparation with time-averaged holography and its influence on near vision acuity in dentists. Dental Materials Journal 2020 – prihvaćen za publikaciju.

PRILOZI

PRILOG 1. Obavijesti za ispitanike o istraživanju

Mjerenje utjecaja mehaničkih vibracija na vidnu oštrinu liječnika dentalne medicine metodom vremenski usrednjene holografske interferometrije

Poštovani,

molimo Vas za dobrovoljno sudjelovanje u istraživanju u svrhu izrade doktorskog rada. Istraživanje utjecaja mehaničkih vibracija na vidnu oštrinu liječnika dentalne medicine metodom vremenski usrednjene holografske interferometrije provode prof. dr. sc. Dubravka Negovetić Vranić sa Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu i doktorandica Iris Urlić, mr. dr. med., oftalmologinja iz Poliklinike Ghetaldus oftalmologija Zagreb, te dr. sc. Nazif Demoli iz Instituta za fiziku, Laboratorija za koherentnu optiku, Zagreb. Naša hipoteza kliničkog dijela istraživanja jest da korištenje binokularnih teleskopskih naočala u kliničkom radu stomatologa može signifikantno poboljšati vidnu oštrinu na blizinu i poboljšati manualnu preciznost stomatološkog rada.

Predlažemo Vam sudjelovanje u ovom istraživanju. Kontrolnu i ispitivanu skupina činit će 50 emetropnih (normovidnih, bez potrebe za korekcijom naočalama ili kontaktnim lećama) subjekata čiju ćemo objektivnu vidnu oštrinu ispitati na refraktometru i koja mora iznositi do +/- 0.50 Dsph = +1.00 Dcyl ax 90. Dobna skupina je od 23 do 30 godina. Zatim će se odrediti subjektivna vidna oštrina na Snellovu optotipu, koja treba biti 1.0.

Ispitivanu skupinu sačinjavat će sudionici kontrolne skupine, kod kojih ćemo koristiti na radnim udaljenostima naglavnu lupu magnifikacije 1,5x, Galilejev optički sustav magnifikacije 2,5x, Keplerov sustav lupa povećanja 3,3 x i 4,5 x. Optički sustavi su originalno sastavljeni s okvirima naočala i fiksirani na plano leće. Vidnu oštrinu na blizinu ćemo ispitati koristeći minijaturni Snellenov optotip, vidni test koji se rekonstruira i fiksira u dentalnom fantomu u izrađeni kavitet molara.

Kontrolna skupina i ispitivana skupina su isti studenti bez teleskopskog očnog pomagala i s pomagalom za poboljšanje vidne oštrine na blizinu.

Budući da se istražuje vidna oštrina s pomagalom i bez pomagala, nema nikakvog rizika za ispitanike niti je predviđeno plaćanje / kompenzacija za ispitanike. Istraživači ne ostvaruju financijsku korist od istraživanja. Pristankom na oftalmološki pregled, dobit ćete oftalmološki pregled i vidni status.

Dobiveni materijal koristit će se u znanstvene svrhe (za izradu disertacije te sekundarno za znanstvene radove), a Vaši osobni podaci ostat će tajni.

Ukoliko ste zainteresirani, rezultate istraživanja Vam možemo dostaviti putem elektroničke pošte (e-mail). Ispitivanje će sveukupno trajati 3 mjeseca, te će tijekom cijelog razdoblja sudionicima biti omogućeno upoznavanje sa svim pojedinostima istraživanja koja ih zanimaju.

Ako ste zainteresirani za sudjelovanje u ovom istraživanju, molimo Vas da dođete na preliminarni sastanak u predavaonicu pretklinike Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu dana 25. 03. 2015. u 15:00 sati, gdje ćete dobiti detaljne obavijesti i odgovore na svoja pitanja.

Srdačan pozdrav,

mr. sc. Iris Urlić, dr. med., oftalmolog
iris.urlic@zg.t-com.hr

PRILOG 2. Pristanak ispitanika na sudjelovanje u istraživanju

Mjerenje utjecaja mehaničkih vibracija na vidnu oštrinu liječnika dentalne medicine metodom vremenski usrednjene holografske interferometrije

Nakon što sam pročitao obavijest i razgovarao sa Iris Urlić, dr. med., izjavljujem da prihvaćam sudjelovanje u istraživanju „Mjerenje utjecaja vibracija na vidnu oštrinu liječnika dentalne medicine metodom vremenski usrednjene holografske interferometrije“. Dobio sam iscrpno objašnjenje i odgovore na sva postavljena pitanja. Razumijem da će podaci o mojoj anamnezi, te oftalmološkom statusu biti dostupni voditelju istraživanja Iris Urlić, dr. med., i dr. sc. Dubravki Vranić Negovetić, doc., te će biti prezentirani samo kao skupina podataka, bez otkrivanja identiteta ispitanika. Voljan sam držati se uputa ispitivača i aktivno sudjelovati u predviđenom programu. Također, razumijem da se bilo kada mogu povući iz istraživanja, bez ikakvih posljedica i bez obrazloženja svoje odluke da se povučem. O toj odluci dužan sam obavijestiti voditelja ispitivanja.

Ispitanik (ime i prezime, tiskanim slovima)

_____

Potpis: _____

Datum: _____

Ispitivač (ime i prezime, tiskanim slovima)

_____

Potpis: _____

Datum: _____