

# Mjerenje opterećenja različitih sklopova između implantata i nadogradnje digitalnom holografskom interferometrijom

---

Brozović, Juraj

Doctoral thesis / Disertacija

2014

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://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:992190>

Rights / Prava: [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2025-03-30**



Repository / Repozitorij:

[University of Zagreb School of Dental Medicine Repository](#)





Sveučilište u Zagrebu  
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Juraj Brozović

**MJERENJE OPTEREĆENJA RAZLIČITIH  
SKLOPOVA IZMEĐU IMPLANTATA I  
NADOGRADNJE DIGITALNOM HOLOGRAFSKOM  
INTERFEROMETRIJOM**

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2014.



University of Zagreb  
SCHOOL OF DENTAL MEDICINE

Juraj Brozović

**ANALYSIS OF THE LOAD TRANSFER  
PROPERTIES OF DIFFERENT IMPLANT-  
ABUTMENT ASSEMBLIES BY DIGITAL  
HOLOGRAPHIC INTERFEROMETRY**

DOCTORAL THESIS

Zagreb, 2014.



Sveučilište u Zagrebu  
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Juraj Brozović

**MJERENJE OPTEREĆENJA RAZLIČITIH  
SKLOPOVA IZMEĐU IMPLANTATA I  
NADOGRADNJE DIGITALNOM HOLOGRAFSKOM  
INTERFEROMETRIJOM**

DOKTORSKI RAD

Mentori:

Prof. dr. sc. Mato Sušić  
Dr.sc. Nazif Demoli

Zagreb, 2014.



University of Zagreb  
SCHOOL OF DENTAL MEDICINE

Juraj Brozović

**ANALYSIS OF THE LOAD TRANSFER  
PROPERTIES OF DIFFERENT IMPLANT-  
ABUTMENT ASSEMBLIES BY DIGITAL  
HOLOGRAPHIC INTERFEROMETRY**

DOCTORAL THESIS

Supervisors:

Mato Sušić, Professor, PhD  
Nazif Demoli, PhD

Zagreb, 2014.

Iskrene zahvale:

dr.sc. Nazifu Demoliju

prof.dr.sc. Mati Sušiću

Nini Farkaš, dr.med.dent.

Nenadu Mediću, dipl.ing.

doc.dr.sc. Dragani Gabrić Pandurić

prof.dr.sc. Vjekoslavu Jerolimovu

prof.dr.sc. Jakobu Woisetschlägeru

prof.dr.sc. Željku Alaru

prof.dr.sc. Vlatku Panduriću

prof.dr.sc. Zrinki Tarle

Zavodu za oralnu kirurgiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

Tvrtkama Pandent d.o.o., Novodent d.o.o., Bredent d.o.o., S.D. Informatika d.o.o. i Sanitaria d.o.o.

Mojim roditeljima

## SAŽETAK

U ovom istraživanju snimljeni su interferometrijski prikazi aksijalno i koso opterećenih sklopova implantata i nadogradnji različitih promjera i proizvođača korištenjem digitalne holografske interferometrije (DHI). Kod aksijalnih opterećenja cilj je bio analizirati utjecaj promjera implantata na deformaciju. U slučaju kosih opterećenja cilj je bio istražiti utjecaj različitih kutova snimanja na osjetljivost odabranog smjera u holografskom postavu te izolirati tlačnu komponentu pomaka.

Istraživanje je uključivalo 5 implantoloških sustava (Ankylos, Astra Tech, blueSKY, MIS i Straumann), svaki predstavljen implantatom uskog i širokog promjera, s odgovarajućom nadogradnjom. Korišten je kvazi-Fourierov postav s helij-neonskim laserom za interferometrijska mjerenja u cervikalnih 5 mm implantata. Hologrami su snimani u dvama stanjima: predopterećenje i opterećenje. Kod aksijalnih opterećenja, predopterećenje je iznosilo 10 N, a opterećenja od 20 N do 120 N. U slučaju kosih opterećenja, predopterećenje je iznosilo 5 N, a opterećenja 10 N i 20 N. Superpozicija holograma dvaju stanja rezultirala je interferogramima konačnih opterećenja. Serije mjerenja triput su izvedene za svaki sklop, uz rastavljanje uređaja za opterećenje između mjerenja. Softverskom analizom aksijalnih sila dobio se iznos deformacija.

Statistička obrada aksijalnih deformacija napravljena je koristeći linearni model s mješovitim učincima u R-ovom lme4 paketu. Implantati su pokazali linearnu deformaciju. Široki implantati pokazali su manje deformacije od uskih implantata. Promjer je značajno utjecao na deformaciju kroz sva mjerenja. Kosa opterećenja karakteriziraju zakrivljeni interferometrijski prikazi, ovisni o kutu snimanja.

Studija je prikupila *in vitro* deformacije implantata pod inkrementnim aksijalnim opterećenjima te numerički prikazala biomehaničke prednosti implantata većih promjera. Kod kosih opterećenja prikazano je izoliranje tlačne komponente manipulacijom kutova snimanja.

## SUMMARY

This study obtained force-related interferometric patterns of axially and obliquely loaded implant-abutment assemblies differing in diameter and brand using digital holographic interferometry (DHI). In axial load analysis, the aim was to determine the influence of implant diameter on deformation. In oblique load analysis, the aim was to investigate the acquiring-angle effect on holographic setup sensitivity direction and single out its compressive component.

Experiments included five implant brands (Ankylos, Astra Tech, blueSKY, MIS and Straumann), each represented by narrow and wide diameter implants connected to corresponding abutments. A quasi-Fourier setup with a helium-neon laser was used for interferometric measurements in cervical 5 mm of implants. Holograms were recorded in preloaded and loaded states. In axial loads, a 10 N preload was applied, followed by loads from 20 N to 120 N. In oblique loads, a 5 N preload was used, followed by 10 N and 20 N loads. Superposition of different-state holograms resulted with measuring-force interferograms. Measurements were repeated three times for each assembly, with dismantling of the implant-loading device in between. Software analysis extracted deformation data.

Statistical analysis was performed using linear mixed effects modelling in R's lme4 package. Implants exhibited linear deformations. Wide implants had lower mean deformations than narrow implants. Diameter significantly affected the deformations throughout loading sessions. Oblique loads exhibited curved, acquiring angle-dependent interferometric patterns.

This study gained *in vitro* implant performance data and numerically stated the biomechanical benefits of wider diameter implants. In obliquely loaded implants, it demonstrated the extraction of compressive deformation by acquiring-angle manipulation.



## **KLJUČNE RIJEČI**

*Interferometrija, dentalni materijali, ispitivanje materijala, opterećenje, biomehanika, analiza zubnog stresa, dentalni implantati, dizajn dentalnog implantata i nadogradnje*

# SADRŽAJ

1. UVOD.....	1
1.1. Osnove i znanstvena pozadina.....	2
1.2. Znanstveni problem.....	9
1.3. Interferometrijske metode u implantologiji.....	9
1.4. Svrha studije.....	10
1.5. Hipoteze studije.....	11
2. MATERIJALI I POSTUPCI.....	12
2.1. Materijali.....	13
2.2. Uređaj za opterećenje implantata.....	14
2.2.1. Vretenasta preša.....	14
2.2.2. Digitalni dinamometar.....	16
2.2.3. Naprava za fiksaciju implantata.....	18
2.2.4. Mjerni dodaci.....	22
2.2.5. Aplikacija opterećenja.....	23
2.3. Primijenjena digitalna holografška interferometrija.....	25
2.4. Primjena digitalne holografške interferometrije u eksperimentalnim mjerenjima.....	28
2.4.1. Postav sustava.....	28
2.4.2. Protokol snimanja kod primjene aksijalnih opterećenja.....	31
2.4.3. Protokol snimanja kod primjene kosih opterećenja.....	32
2.5. Analiza interferograma.....	36
2.6. Statistička analiza.....	39

3. REZULTATI .....	40
3.1. Rezultati aksijalnih opterećenja implantata.....	41
3.2. Rezultati kosih opterećenja implantata.....	73
4. RASPRAVA .....	87
5. ZAKLJUČAK.....	96
6. LITERATURA .....	99
7. ŽIVOTOPIS.....	111
<b>POPIS OBJAVLJENIH RADOVA .....</b>	<b>113</b>

## **1. UVOD**

### 1.1. Osnove i znanstvena pozadina

Kirurška ugradnja dentalnih implantata najpredvidljivija je faza dentalne implantologije s uspješnom oseointegracijom u više od 98% slučajeva (1, 2). Biološki koncept oseointegracije temeljito je istraživana u brojnim *in vivo* i *in vitro* studijama. Proces se odnosi na stvaranje sučelja implantat-kost bez interpozicije nekoštanog tkiva, gdje se implantat smatra uspješno integriranim kad nema relativnog pomaka od kosti s kojom je u direktnom kontaktu. Histološka analiza tog sučelja upućuje na nedostatak lokalnog i sistemskog biološkog odgovora na površinu implantata. Stoga bi se moglo reći da oseointegracija nije rezultat povoljnog odgovora tkiva primatelja već odsutstvo njegove negativne reakcije (3).

Proces integracije započinje nakon završene kirurške faze te ovisi o prisutnosti i karakteristikama implantata, njihovoj stabilnosti i intraoperativnim toplinskim oštećenjima. Takva oštećenja manifestiraju se smrću osteocita koji se protežu 100-500  $\mu\text{m}$  u kost primatelja (4-7). Nakon arteficialne koštane traume i implantacije, krvne stanice, uključujući eritrocite, trombocite i upalne stanice poput polimorfonuklearnih granulocita te monocita, migriraju iz postkapilarnih venula i okružuju implantat. Kao takve ostaju zarobljene u sučelju implantat-kost, otpuštaju citokine i druge faktore rasta i diferencijacije. U stvorenom ugrušku trombociti se morfološki i biokemijski mijenjaju u sklopu odgovora na stranu površinu, što uključuje adheziju, širenje, nakupljanje i intracelularne promjene. Inducira se fosfotirozin, povećava se intracelularni kalcij i hidroliziraju se fosfolipidi. Stvaranje nove kosti započinje osteokondukcijom kroz formirani fibrinski matriks, gdje se osteoblasti i mezenhimalne stanice pričvršćuju za površinu implantata od prvog dana nakon implantacije. Oni otpuštaju koštane proteine i stvaraju kalcificirani afibrilarni sloj sa slabo mineraliziranim osteoidom, bogat kalcijem, fosforom, osteopontinom i koštanim sijaloproteinom, nalik koštanim cementnim linijama (8-10). Periimplantatna osteogeneza može se odvijati na dva načina: udaljenom i kontaktnom osteogenezom. Udaljena osteogeneza predmnijeva formiranje novih koštanih trabekula u smjeru od koštanog kaviteta prema površini implantata. Kontaktna osteogeneza odnosi se na stvaranje nove kosti od samog implantata prema zarastajućoj

kosti. Stoga, osteogene stanice prepoznaju površinu implantata kao biomimetičku osnovu pogodnu za odlaganje kalcificiranog matriksa (10, 11). Biološka fiksacija implantata započinje 10 do 14 dana nakon kirurškog zahvata, s depozicijom mlade kosti. Ona se tijekom vremena remodelira i zamjenjuje lamelarnom kosti te povećava svoj stupanj mineralizacije. Tri mjeseca postoperativno prisutna je mješavina mladog i lamelnog matriksa s normalnim osteonima (4, 12). Unatoč predvidljivosti samog procesa, oseintegracija može biti neuspješna. Faktori koji mogu uzrokovati neadekvatnu osteogenezu su smanjen broj i aktivnost osteogenih stanica, povećana osteoklastična aktivnost, disbalans anaboličkih i kataboličkih lokalnih faktora koštane fiziologije, abnormalan stupanj proliferacije koštanih stanica, odgovor na sistemske i lokalne podražaje, mehanički stres te umanjena vaskularizacija periimplantatnog tkiva (13).

Oseintegracija je, uz preživljenje implantata, korištena kao glavni kriterij uspješnosti implantološke terapije prethodnih desetljeća (14). Klinička izvješća o preživljenju implantata najčešće su po pitanju uspješnosti gledala je li implantat i dalje fizički prisutan u ustima ili je uklonjen (15). Pristaše ovakvih procjena držali su da takva metoda daje najjasniji prikaz podataka. Naravno, ovakav pristup nije odražavao stvarno kliničko stanje te je zanemarivao implantate s uznapredovalom patologijom i tako ih prikazivao lažno uspješnima.

Kod uspješno oseintegriranih implantata patološki procesi odnose se na dva tipa promjena u periimplantatnom tkivu: periimplantatni mukozitis i periimplantitis. Oba stanja karakterizirana su upalnom reakcijom tkiva oko implantata (16, 17). Periimplantatni mukozitis opisuje se kao bolest u kojoj je prisutna upala ograničena na meka tkiva oko implantata, bez znakova gubitka potporne kosti nakon faze inicijalne remodelacije kosti pri cijeljenju. Periimplantitis označava ozbiljnije stanje, u kojem upalni proces uključuje i meka tkiva i kost oko implantata. Tada klinički nalazi uključuju progresivan gubitak potporne kosti te pojavu krvarenja uz moguću supuraciju pri sondiranju. Prevalencija takvog stanja je kod 10% implantata i 20% pacijenata u periodu od 5 do 10 godina nakon postavljanja implantata (18, 19).

Na Međunarodnom kongresu oralnih implantologa (ICOI) 2007. godine u Pisi (Italija), dogovorena su 4 različita stanja implantata: uspjeh, zadovoljavajuće preživljenje, ugroženo preživljenje i neuspjeh. Pojam uspjeha opisuje idealne kliničke uvjete uz vremenski period od najmanje 12 mjeseci u kojem već implantati služe kao protetska sidrišta. U takvom idealnom stanju nema nikakvih kliničkih simptoma u funkciji, znakova mobilnosti implantata ni eksudata. Radiološki nalaz gubitka kosti je ispod 2 mm od inicijalnog kirurškog zahvata. Rani implantološki uspjeh odnosi se na raspon od 1 do 3 godine, srednjoročni na 3 do 7 godina i dugoročni na razdoblje duže od 7 godina. Pojam zadovoljavajućeg preživljenja podrazumijeva implantate u uvjetima ispod idealnih no bez potrebe kliničke intervencije. Takvi implantati također nemaju nikakvih simptoma, mobilnosti ni eksudata ali imaju radiološki vidljiv gubitak kosti od 2 do 4 mm. Nadalje, ugroženo preživljenje predstavlja lošije uvjete, kod kojih je potrebno kliničko zbrinjavanje da bi se smanjio rizik od neuspjeha. Kod takvih slučajeva, klinički simptomi mogu uključivati osjetljivost u funkciji i eksudaciju, s dubinom sondiranja periimplantatne mukoze većom od 7 mm i radiološki vidljivim gubitkom kosti većim od 4 mm (manje od polovice duljine tijela implantata), bez mobilnosti. Neuspjeh se definira implantatima koje je nužno ukloniti ili su već prethodno bili izgubljeni. Klinički znakovi implantološkog neuspjeha su bolnost u funkciji, mobilnost, radiološki vidljiv gubitak kosti veći od polovice duljine tijela implantata, nekontrolirana eksudacija i spontana eksplantacija (20).

Dugogodišnje praćenje implantoprotetskih slučajeva dovelo je do potrebe uvođenja dodatnih parametara procjene. Stope preživljenja implantata same za sebe ne mogu u potpunosti odrediti uspješnost implantološke terapije, jer ne uzimaju u obzir čitav sklop implantata i protetske suprastrukture. Tome u prilog govori podatak da čak 38.7% svih mosnih konstrukcija na implantatima ima neki oblik komplikacije unutar prvih 5 godina (21). Istraživanja su pokazala da uključenje većeg broja kriterija procjene dovodi do pada ukupne uspješnosti terapije (22-24). Recentni kriteriji dugoročnog uspjeha implantološke rehabilitacije uzimaju u obzir više čimbenika: stanje periimplantatne koštane potpore, mekog tkiva, protetske suprastrukture i sveukupno zadovoljstvo pacijenta (24).

Spomenuti objektivni klinički parametri međusobno su ovisni kod primarno bakterijskog mehanizma nastanka periimplantatne patologije: standardni dvodijelni implantat ima neizbježnu mikropukotinu (reda veličine 40 – 60  $\mu\text{m}$ ) na spoju s protetskom nadogradnjom i samim time posljedičnu kolonizaciju unutrašnjosti implantata mikroorganizmima promjera 0.2 – 5  $\mu\text{m}$  (25). Bakterije, kao što su *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivalis* i *Escherichia coli*, otpuštaju bakterijske toksine u koloniziranom području. Funkcijsko opterećenje povećava mikropukotinu i uz cikličko ponavljanje uzrokuje „pumpajući“ učinak u kojem tekućina s bakterijama i njihovim produktima iz unutrašnjosti implantata biva istisnuta kroz mikropukotinu u periimplantatna tkiva i povisuje razinu citokina, što rezultira upalom mekog tkiva, formacijom osteoklasta te negativnom remodelacijom grebena (26-28). Stoga, biomehanička komponenta usko je povezana s bakteriološkom komponentom u etiologiji periimplantitisa. Opterećenje implantata okruženih upaljenim periimplantatnim tkivom može biti okidač gubitka marginalne kosti (20, 29).

Raspodjela opterećenja kod prirodnih zubi ovisi o mikropomičnosti uvjetovanoj parodontalnim ligamentom. Suprotno tome, oseointegrirani implantati imaju potpuno drukčiji karakter raspodjele sila zbog gotovo nepomičnog spoja s periimplantatnom kosti (30). Odsutnost parodontalnog ligamenta na implantatu znači nepostojanje apsorptivnog međusloja, koji smanjuje okluzijski udar na kost i prilagođava se različitim tipovima opterećenja. Pri aksijalno usmjerenim opterećenjima, kod zdravog prirodnog zuba moguć je apikalni pomak od oko 25 – 100  $\mu\text{m}$ , dok je kod integriranog implantata taj pomak oko 3 – 5  $\mu\text{m}$  i ovisi isključivo o elastičnosti kosti (31). Lateralne sile kod prirodnih zubi brzo se rapršuju na mjestu udaljenom od vrha alveolarnog grebena, prema apeksu zuba. To se događa zbog naglog pomaka zuba od oko 56 – 108  $\mu\text{m}$  s rotacijom oko apikalne trećine korijena (32, 33). Kod implantata nije takav slučaj. Pomaci implantata događaju se postupno, dosežući maksimalnih 10 – 50  $\mu\text{m}$  pod sličnom lateralnom silom. Rotacija se ne odvija oko apikalne trećine implantata već oko samog vrha alveolarnog grebena. Na taj su način opterećenja koncentrirana u grebenskom dijelu periimplantatne kosti, gdje je izražen najveći dio okluzijskog stresa (34). Kod preopterećenja sučelja implantat-kost može doći do stresom inducirano



gubitka marginalne kosti, za razliku od prethodno spomenutog primarno bakterijski uzrokovanog gubitka (35, 36). Takav biomehanički mehanizam također je moguć u etiologiji periimplantitisa. Nakon gubitka kosti induciranog preopterećenjem, dolazi do produbljivanja sulkularnog žlijeba i smanjenja oksigenacije, što za posljedicu može stvoriti uvjete za naseljavanje anaerobnih bakterija, koje dalje preuzimaju primat u kontinuiranom gubitku kosti. Etiološki gledano, bakterije povezane s razvojem periimplantitisa ponekad mogu biti sekundarni faktor, nastavljajući se na okidač poput stresa induciranog okluzalnim preopterećenjem (20). Stoga, implantološka terapija zahtijeva biomehanički pristup kojim se umanjuje rizik od stresom uzrokovanih komplikacija (37).

Biomehanička kontrola opterećenja ovisi o prirodi primijenjene sile i djelatnoj površini preko koje se sila raspodjeljuje. Prosječne sile zagriža mogu varirati od 45 N do 1.6 kN, uz izuzetak ljudi s parafunkcijama kod kojih taj iznos iznimno može narasti i do 4,5 kN (38). Kost je najotpornija na tlačni tip sile, 30% je slabija na vlačni tip, dok je 65% slabija na smicanje (39). Klinička obilježja implantata ovise o mikroskopskom i makroskopskom dizajnu tijela samog implantata. Mikroskopska topografija najbitnija je za početnu fazu cijeljenja i rani period opterećenja. Obrada površina pjeskarenjem, titanskim plazma sprejom, jetkanjem, anodiziranjem, premazima i kombinacijama spomenutog povećava se kontaktna površina i potiče cijeljenje (40). Makroskopski dizajn najvažniji je za rano i kasno opterećenje. Svaka glatka površina na tijelu implantata povećava rizik od gubitka kosti zbog neadekvatnog prijenosa sila. Takve površine sklone su stvaranju sila smicanja na kost pri mastikatornom opterećenju (41). Stoga, cilindrični implantati bez navoja imaju kompromitirani biomehanički dizajn. Povećanjem koniciteta takvog implantata povećava se prijenos tlačne komponente sile, što je biološki povoljnije no smanjuje funkcionalnu površinu između implantata i kosti. Suvremeni implantati s površinskim navojima imaju sposobnost pretvaranja okluzalnih opterećenja različitih usmjerenja u povoljniji tlačni tip sile na kost (42). Cilindrični implantati s navojima, u odnosu na one bez navoja, imaju veću dodirnu površinu i manji gubitak marginalne kosti tijekom vremena (43). Kod njih aksijalne sile potiču osteone u okruživanju tijela implantata s većom gustoćom u području ispod u odnosu na iznad

navoja. Na taj način biološka remodelacija u cervikalnom dijelu poboljšava usmjerenost koštanog naprezanja (44). U slučaju koničnih implantata s navojima na raspolaganju je manja funkcionalna površina, što uzrokuje veći stres u grebenskoj kosti (45).

Biomehanički stres može se umanjiti odabirom implantata većeg promjera, povoljnim odnosom dužine implantata i suprastrukture, smanjenjem prekobrojnih članova i lateralnih sila te kontrolom parafunkcija (46-49). Uz bakteriološke analize, potrebna su i detaljna ispitivanja funkcijskih promjena na implantatima te njihovoj periferiji da bi se bolje razumjeli podliježeći procesi koji utječu na spoj periimplantatnog tkiva, implantata i nadogradnje. Biomehaničke studije većinom su koristile eksperimentalne, analitičke te računalne modele kao što su fotoelastičnost (engl. *photoelasticity*), tenzometrija (engl. *strain gauges*) te metoda konačnih elemenata (engl. *Finite Element Analysis*, u daljnjem tekstu: FEA) (50).

Fotoelastični modeli simuliraju oseointegrirane implantate i daju kvalitativni podatak o lokaciji i koncentraciji stresa u kosti dok je kvantitativni podatak ograničen. Model je dvodimenzionalan te geometrija čeljusti nije uzeta u obzir. Pri analizi se vide pruge koje karakteriziraju stres u koronarnoj i apikalnoj zoni implantata. Tenzometrija daje *in vitro* eksperimentalnu informaciju o vrsti stresa te kvantificira naprezanje na dodiru implantata i kosti. Ograničena je na nekolicinu diskretnih lokacija na površini implantata. Ove dvije metode smatraju se komplementarnim metodama u analizi biomehanike implantata (51, 52). Najčešće korištena metoda istraživanja u ovom području je FEA.

FEA je numerička metoda korištena za analizu struktura i sastoji se od računalnog modela materijala koji se izlaže virtualnim opterećenjima. Koristi se složeni sustav točaka (čvorišta) i elemenata, koji tvore rešetku (mrežu). Takva mrežasta struktura je programirana na način da sadrži materijalna i strukturalna svojstva – Youngov modul elastičnosti, Poissonov koeficijent i vlačnu čvrstoću, koji određuju kako će se struktura ponašati na određene uvjete opterećenja. Ukratko, FEA smanjuje broj točaka predmeta s beskonačnog na konačan te računalna kalkulacija aproksimira stvarni predmet rešetkom s konačnim brojem čvorišta i rezultira lokacijom te iznosom

normalnog i tangencijalnog stresa. Granica popuštanja materijala izražava se Von Misesovim stresovima (53).

FEA studije o biomehanici implantata dovele su u vezu distribuciju mastikatornih opterećenja s njihovom veličinom i oblikom (54, 55). Širina implantata ima značajan utjecaj na kontaktnu površinu s kosti. Za svaki milimetar povećanja promjera implantata kontaktna se površina povećava za 30 – 200%, ovisno o dizajnu implantata (54). Budući da se funkcionalna površina smatra najbitnijom od svih faktora dizajna implantata, za pretpostaviti je da promjer implantata u funkciji može uvelike utjecati na remodelaciju alveolarnog grebena (56). Istraživanja o utjecaju promjera implantata na stres u grebenskom dijelu kosti pokazala su sljedeće rezultate: široki implantati (do 6 mm) imaju 3.5 puta veću redukciju stresa kad se usporede s uskim implantatima (3.5 mm). Najveći pad stresa bio je prisutan između implantata promjera 3.6 mm i 4.2 mm. Idući pad stresa, između implantata promjera 4.2 mm i 5 mm, bio je upola manji od prethodnog, što upućuje na nelinearnu prirodu pada stresa s povećanjem promjera (55).

Dužina implantata u manjoj mjeri utječe na veličinu funkcionalne površine. Desetmilimetarski cilindrični implantat ima za 30% veću površinu od 7-milimetarskog implantata te 20% manju površinu od 13-milimetarskog implantata (57, 58). Unatoč ovom podatku, pretjerano povećanje dužine implantata ne dovodi do bolje raspodjele opterećenja u podjednakom iznosu. Smatra se da je implantat dužine 12 mm idealan za većinu situacija te da nije potrebno ugrađivati implantat duži od 15 mm, osim u posebno indiciranim slučajevima. Analize su pokazale da implantat u neposrednom kontaktu s kosti ima najveću magnitudu stresa (80 - 100%) u grebenskih 40% implantata (54, 59-61).

Navedene znanstvene spoznaje ukazuju na važnost analize opterećenja cervikalnog dijela implantata u području biomehanike dentalnih implantata.

## 1.2. Znanstveni problem

Brojne su studije analizirale koštani stres u okolini implantata no rijetke su one koje su istraživale promjene koje se zbivaju u samom sklopu implantata i nadogradnje (27, 62-68). Analize su većinom temeljene na virtualno simuliranim eksperimentima, koji ne sadrže empirijske podatke koji se podrazumijevaju kod mjerenja svojstava stvarnih materijala. Unatoč brojnim prednostima, FEA može opisati ponašanje stvarnih trodimenzionalnih struktura samo do razine točnosti koja je zadana odgovarajućom kompleksnošću virtualnog modela, veličine rešetke, varijacijama gradijenta pomaka i greškama pri unosu podataka.

## 1.3. Interferometrijske metode u implantologiji

Digitalna holografška interferometrija (DHI), metoda korištena pri izradi ovog rada, omogućuje direktni uvid u deformacije stvarnih hrapavih površina implantata pod opterećenjem na submikronskoj razini (69). Ova metoda nadilazi spomenute nedostatke FEA-e pružajući kontinuiranu deformaciju cijelog promatranog polja pri mjerenju stvarnih uzoraka. Pojam „digitalna“ podrazumijeva korištenje CCD senzora (engl. *charge-coupled device*) za snimanje holograma (70), koji se onda pohranjuju u računalnu memoriju i rekonstruiraju numerički ili optički (71, 72).

Po saznanju autora, samo je mali broj studija koristio interferometrijski pristup u analizi biomehanike implantata (27, 73, 74). Wahl i sur. (27) su proučavali utjecaj opterećenja na sučelje titanskog implantata i suprastrukture koristeći elektronsku interferometriju (engl. *Electronic Speckle Pattern Interferometry*, u daljnjem tekstu: ESPI). Tri 4.1-milimetarska implantata spojena su s trima različitim protetskim suprastrukturama i opterećena silom od 41.6 N pod kutom od 45° na palatinalne kvržice krunica koristeći piezoelektrični uređaj. Analizirane su i kvantificirane dislokacije vijčano retiniranih suprastrukture na sučelju implantat-suprastruktura. Autori su prikazali formaciju pukotine srednje veličine 0.27  $\mu\text{m}$ . Chorres i sur. (73) su koristili holografšku interferometriju (engl. *Holographic Interferometry*, u daljnjem tekstu: HI)

pri usporedbi distribucije opterećenja između mosnih konstrukcija sa sidrištima na implantatima i mosnih konstrukcija sa sidrištem na zubu i implantatu. Autori su postavili 4-milimetarske implantate u pseće mandibule te usporedili dva tipa mosnih konstrukcija pri opterećenju od 10 N na anteriornoj, srednjoj te posteriornoj točki. Kvalitativna analiza dobivenih holograma pokazala je uniformne pruge savijanja kod konstrukcija potpuno sidrenih na implantatima, dok se pruge u slučaju konstrukcija sidrenih na zubu i implantatu nisu mogle vidjeti u području zuba nosača zbog većeg pomaka zuba od kapaciteta holografskog postava. Matsumoto i sur. (74) su istraživali implantatima uzrokovanu koncentraciju stresa u majmunskim mandibulama koristeći HI. Autori su postavili keramički implantat u područje drugog molara, koji je korišten kao sidrište mosta s prvim i drugim premolarima. Korištena je tehnika dvostruke ekspozicije da bi se dobili holografski interferogrami pri različitoj primjeni sila na suprastrukturu. Pri vertikalnom opterećenju u području drugog premolara, mezijalno od mosta je bila prisutna najveća koncentracija stresa što je imalo negativan učinak na kost.

#### 1.4. Svrha studije

Do današnjeg dana nije provedena interferometrijska studija koja temeljito analizira opterećenja različitih sklopova implantata i nadogradnji. Svrha ove eksperimentalne studije je analizirati deformacije cervikalnih dijelova sklopova implantata i nadogradnji pod inkrementnim aksijalnim opterećenjima koristeći digitalnu holografsku interferometriju. Krajnji cilj je kvantificirati i usporediti deformacije različitih sklopova implantata i nadogradnji ovisno o njihovim promjerima.

Nadalje, namjera je istražiti utjecaj različitih kutova snimanja koso opterećenih implantata na osjetljivost odabranog smjera u holografskom postavu i odrediti kutove kod kojih su pomaci sustava pri primjeni kosih sila minimalni.

### 1.5. Hipoteze studije

Hipoteza 1: Opterećenja se razlažu na širenje cervikalnog dijela implantata te na pomake unutar sustava.

Hipoteza 2: Deformacije unutar sustava implantata većeg promjera su manje.

Hipoteza 3: Manipulacijom kutova snimanja holograma izoliraju se komponente pomaka sutava pri primjeni kosih sila.

## **2. MATERIJALI I POSTUPCI**

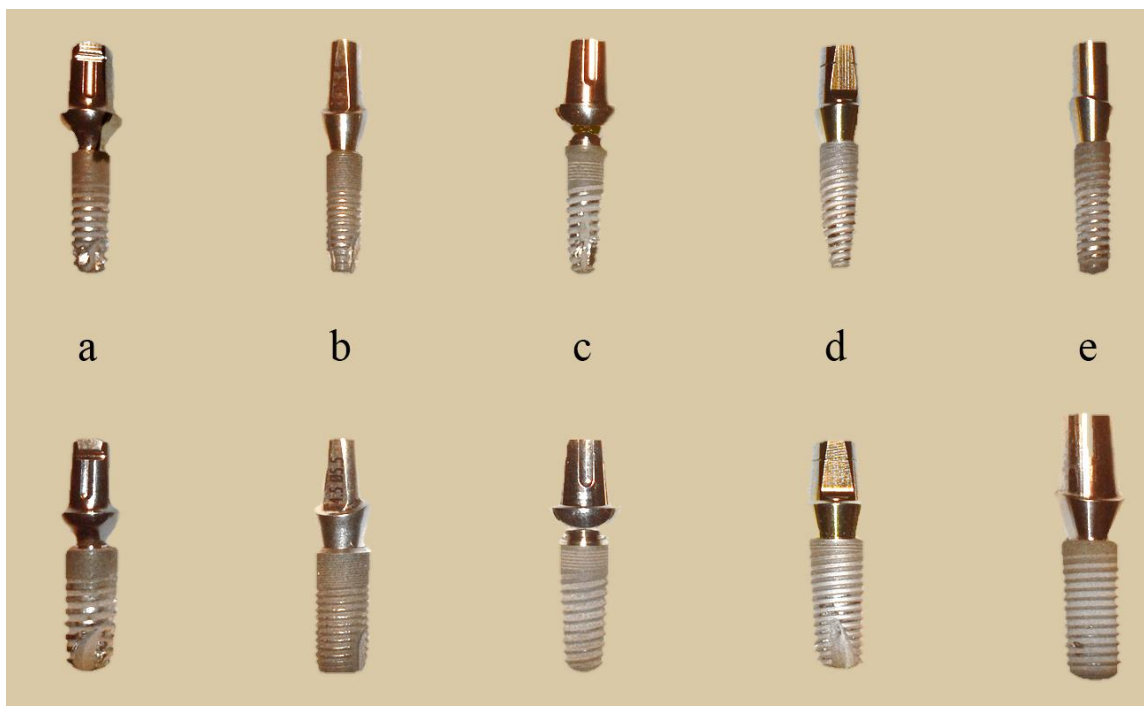
## 2.1. Materijali

Eksperimenti su uključivali titanske dentalne implantate 5 različitih implantoloških sustava: Ankylos (Friadent, GmbH, Mannheim, Njemačka), Astra Tech (Astra Tech AB, Mölndal, Švedska), blueSKY (Bredent GmbH & Co.KG, Senden, Njemačka), MIS (MIS Implants Technologies Ltd., Bar Lev Industrial Park, Izrael) i Straumann (Institut Straumann AG, Basel, Švicarska). Svaki sustav predstavljen je jednim implantatom manjeg promjera te jednim implantatom većeg promjera, u koje su uvijene odgovarajuće titanske nadogradnje, kao što je navedeno u Tablici 1. i prikazano na Slici 1.

Tablica 1. Sklopovi implantata i nadogradnji korištenih u studiji

Implantološki sustav	Implantat	Nadogradnja	Proizvođač
Ankylos	C/X A11 Ø 3.5 mm/L 11 mm	Regular /X GH 3.0 mm/A0	Friadent GmbH, Mannheim, Germany
	C/X B11 Ø 4.5 mm/L 11 mm	Regular /X GH 3.0 mm/A0	
Astra Tech	Osseospeed TX S Ø 3.5 mm/L 11 mm	TiDesign 3.5/4.0 GH 3.0/4.5mm	Astra Tech AB, Mölndal, Sweden
	Osseospeed TX S Ø 5.0 mm/L 11 mm	TiDesign 4.5/5.0 GH 3.0/5.5 mm	
blueSKY	Ø 3.5 mm/L 12 mm	Esthetic L 0° GH 3.0 mm	Bredent GmbH & Co.KG, Senden, Germany
	Ø 4.5 mm/L 12 mm	Esthetic L 0° GH 3.0 mm	
MIS	C1 Ø 3.75 mm/L 11.50 mm	Transgingival GH 3.0 mm	MIS Implants Technologies Ltd., Bar Lev Industrial Park, Israel
	C1 Ø 5.0 mm/L 11.50 mm	Transgingival GH 3.0 mm	
Straumann	Bone Level RC Ø 3.3 mm/L 12 mm	ST Anatomic GH 3.5 mm	Institut Straumann AG, Basel, Switzerland
	Bone Level RC Ø 4.8 mm/L 12 mm	ST Anatomic GH 3.5 mm	





Slika 1. Sklopovi implantata i nadogradnji iskorištenih u studiji (a – Ankylos, b – Astra, c – blueSKY, d – MIS, e – Straumann; gore – implantati uskog promjera, dolje – implantati širokog promjera)

## 2.2. Uređaj za opterećenje implantata

Za potrebe ove studije, u pripremnom periodu od 2011. do 2012. godine dizajnirane su, izrađene i testirane naprave te dodaci koji omogućuju precizna submikronska mjerenja u Laboratoriju za ispitivanje mehaničkih svojstava pri Zavodu za materijale Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu.

### 2.2.1. Vretenasta preša

Kao osnova uređaja za opterećenje implantata izrađena je vretenasta preša s precizno izrađenim zamašnjakom, navojnim vretenom i maljem. Okvir uređaja uložen je

u bazu od punog metala da bi se osigurala dovoljna težina i nepomičnost cijelog sklopa zbog osjetljivosti metode na mikrometarske pomake (Slika 2).

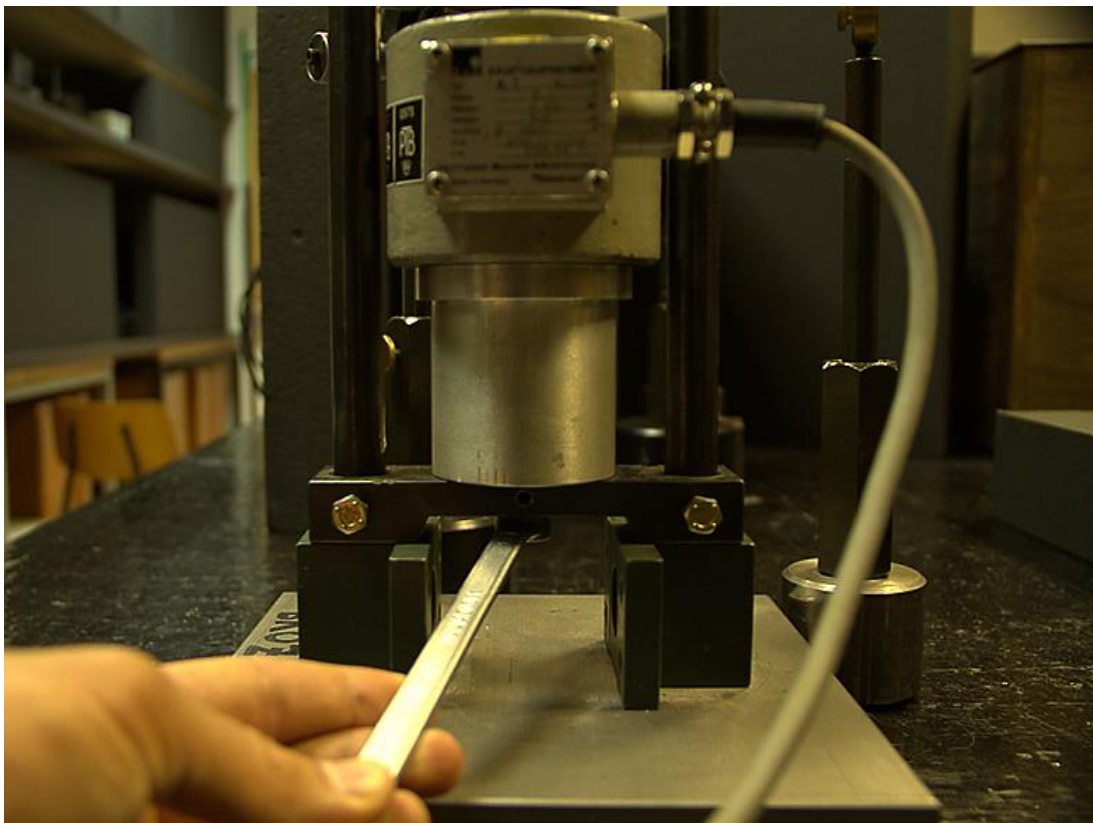


Slika 2. Vretenasta preša korištena kao baza uređaja za opterećenje implantata

Izrađen je metalni cilindar koji se montirao na poprečnu gredu vretenaste preše. Kroz njega je prolazio široki fiksacijski vijak, čija je funkcija bila učvršćenje digitalnog dinamometra za cijeli sklop.

### 2.2.2. Digitalni dinamometar

Visokoprecizni digitalni dinamometar (HBM Kraftaufnehmer U1, Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Njemačka; serijski broj uređaja: 53574K) namontiran je na metalni cilindar vretenaste preše (Slika 3).



Slika 3. Pričvršćivanje digitalnog dinamometra fiksacijskim vijkom

Ovaj uređaj spada u pretvarače sila visoke točnosti i odličnog odziva na male tlačne i vlačne podražaje uz zanemarivu pomičnost. Primjenjuje se kod mjerenja malih sila, do 500 N. Kalibriran je unutar 6 mjeseci prije izvođenja eksperimenata po propozicijama kalibracijske procedure DIN EN ISO 376 pod šifrom 12531 PTB 11, Braunschweig, Njemačka.

Zbog povećanja preciznosti dinamometra korišteno je pojačalo povezano s osobnim računalom (GTM LT-Digitizer, Gassmann Testing and Metrology GmbH, Bickenbach, Njemačka; serijski broj uređaja: 51006) (Slika 4).



Slika 4. Dinamometarsko pojačalo povezano s računalom

Na ovaj način omogućena su mjerenja visoke preciznosti s točnošću na 5 decimala. Primjena sile praćena je u realnom vremenu putem softverske obrade pojačanog signala.

Senzor je izražavao rezultate u milivoltima po voltu ( $F_{mV/V}$ ) te se iznos dalje pretvarao u Newtonne ( $F_N$ ) po sljedećoj formuli:

$$F_N = -F_{mV/V}(F_{mV/V}(0.0012979 F_{mV/V} + 0.019907) - 245.10557)$$

Nadalje, zbog minimiziranja pomaka i balansiranja opterećenja pri mjerenjima tokaren je poseban stolić s vijčanom ekstenzijom za direktno uvrtnje u dinamometar na kojeg se postavlja naprava za fiksaciju implantata.

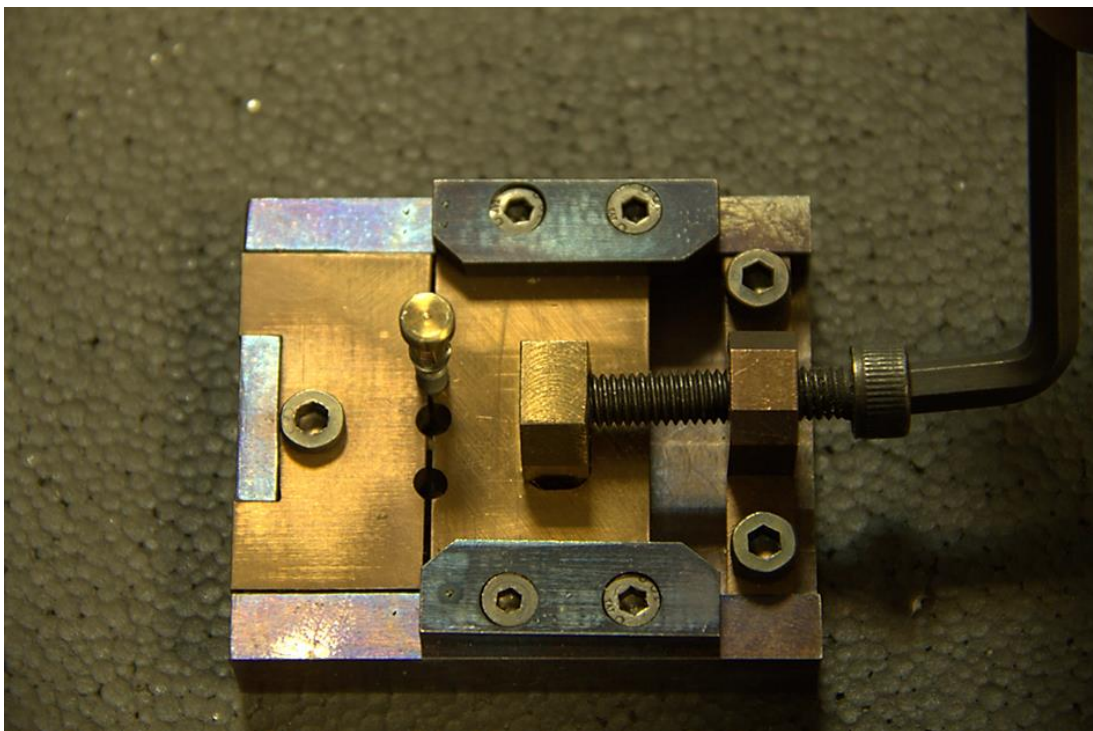
### 2.2.3. Naprava za fiksaciju implantata

Naprava za fiksaciju implantata postavljena je na dinamometrijski stolić neposredno ispod malja vretenaste preše (Slika 5).



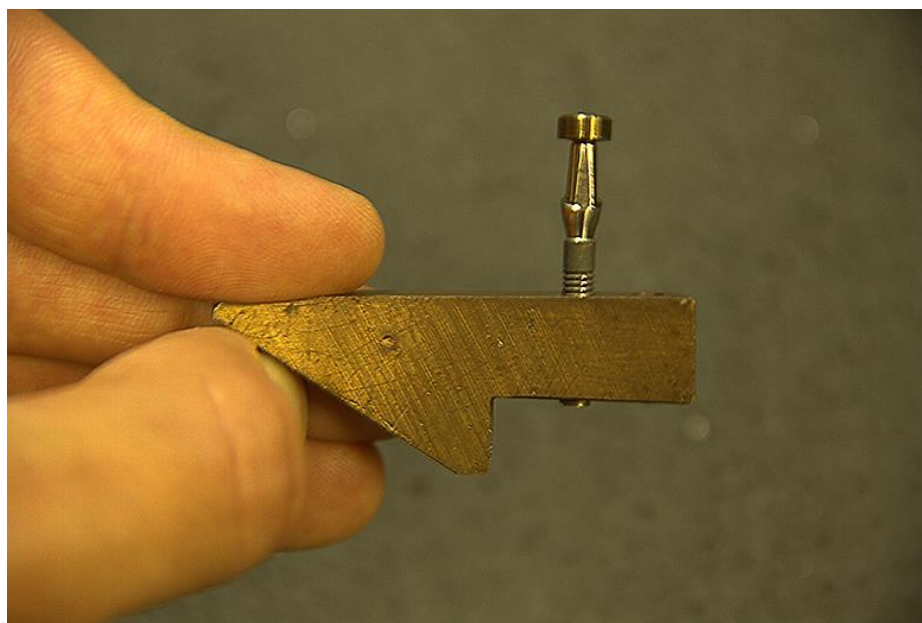
Slika 5. Pozicioniranje fiksacijske naprave na dinamometrijskom stoliću

Sastojala se od metalne ploče s kliznim elementom za prihvat implantata različitih promjera uz moguću regulaciju dužine eksponiranog dijela tijela implantata, što se ostvaruje aktivacijom imbus vijka s donje strane fiksacijske naprave. Zatezanjem kliznog elementa implantat se nepomično zaključava u položaju za primjenu aksijalnih sila te se osigurava njegova potpuna okomitost na površinu fiksacijske naprave (Slika 6).

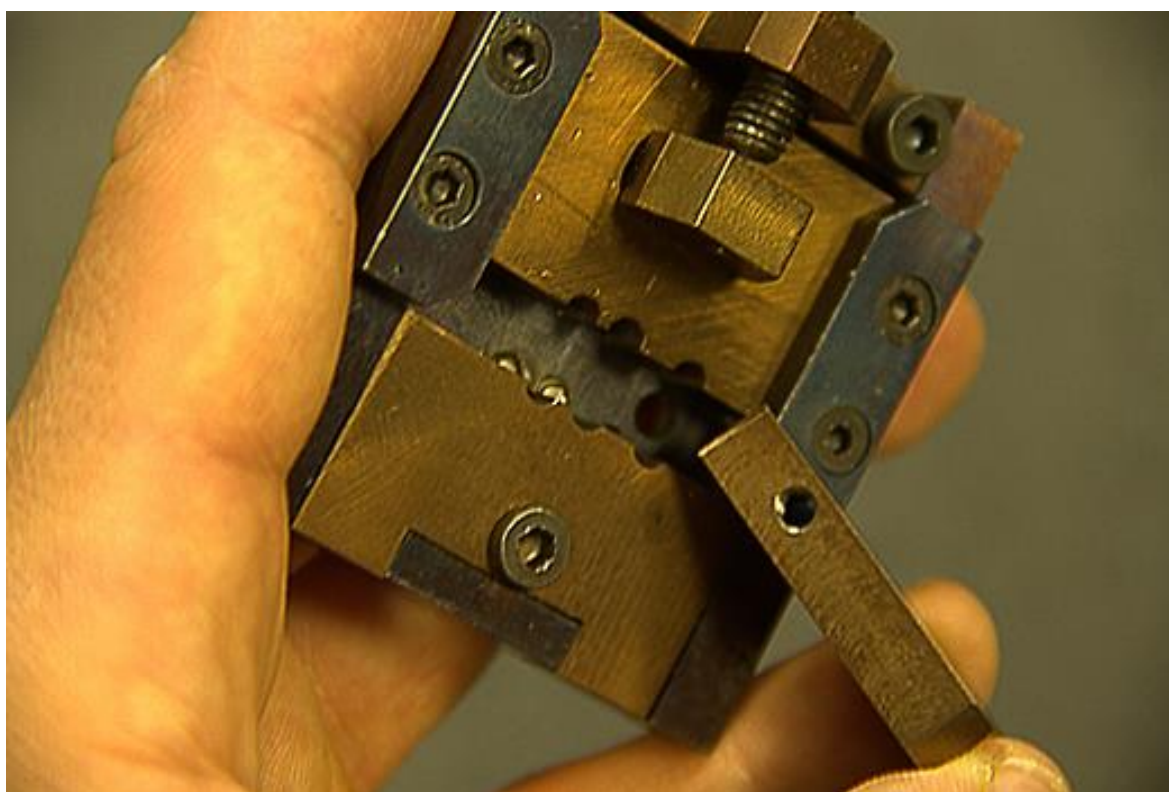


Slika 6. Fiksacija naprava za primjenu aksijalnih opterećenja

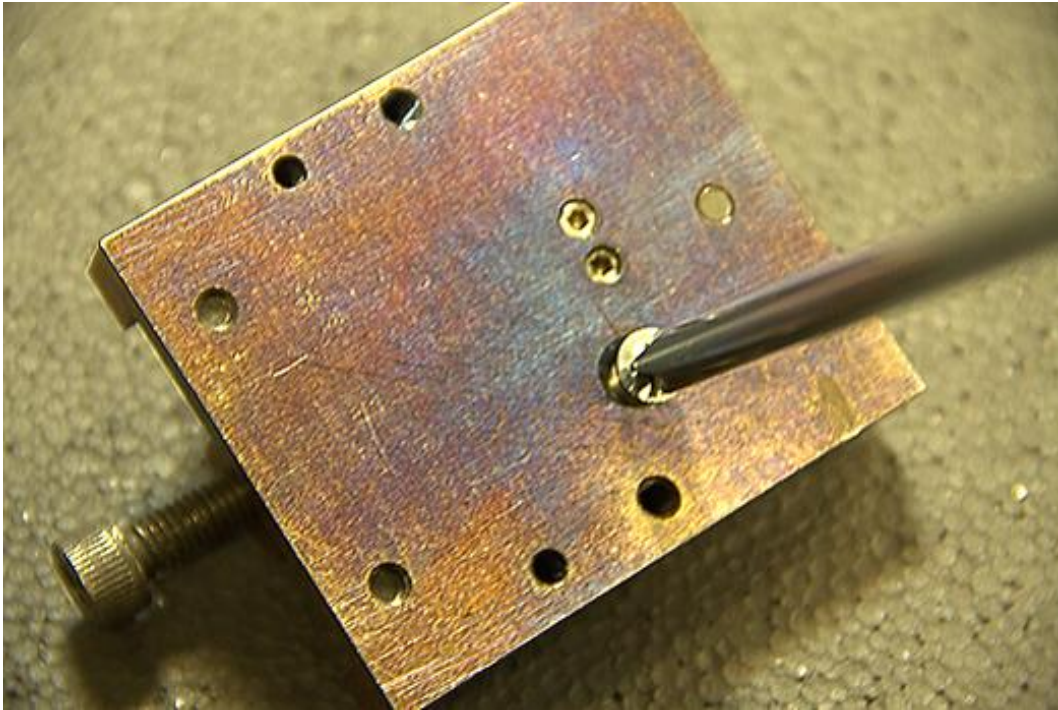
Fiksacija za primjenu kosih sila ostvarena je na način da se u fiksacijsku ploču vijkom fiksira kosina nagiba  $30^\circ$  te još dodatno zategne kliznim elementom. Kosina je također imala elemente za fiksiranje implantata različitih promjera te regulaciju njihove visine (Slike 7, 8, 9 i 10).



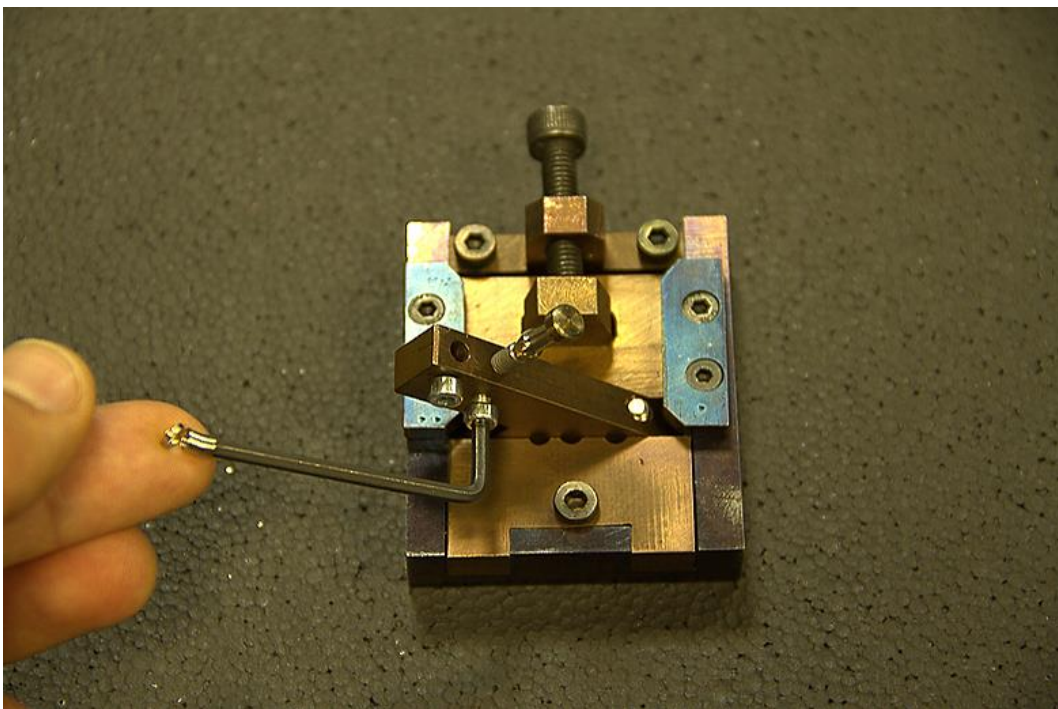
Slika 7. Kosina za fiksacijski uređaj



Slika 8. Montiranje kosine u fiksacijsku ploču



Slika 9. Pričvršćivanje kosine u fiksacijskoj ploči



Slika 10. Fiksacijska naprava za primjenu kosih opterećenja



Regulatori visine implantata bili su potrebni da bi se osigurala ujednačena izloženost vratnih dijelova implantata, budući da je primarni fokus ove studije bio usmjeren na cervikalnih 5 mm sklopova implantata i nadogradnji.

#### 2.2.4. Mjerni dodaci

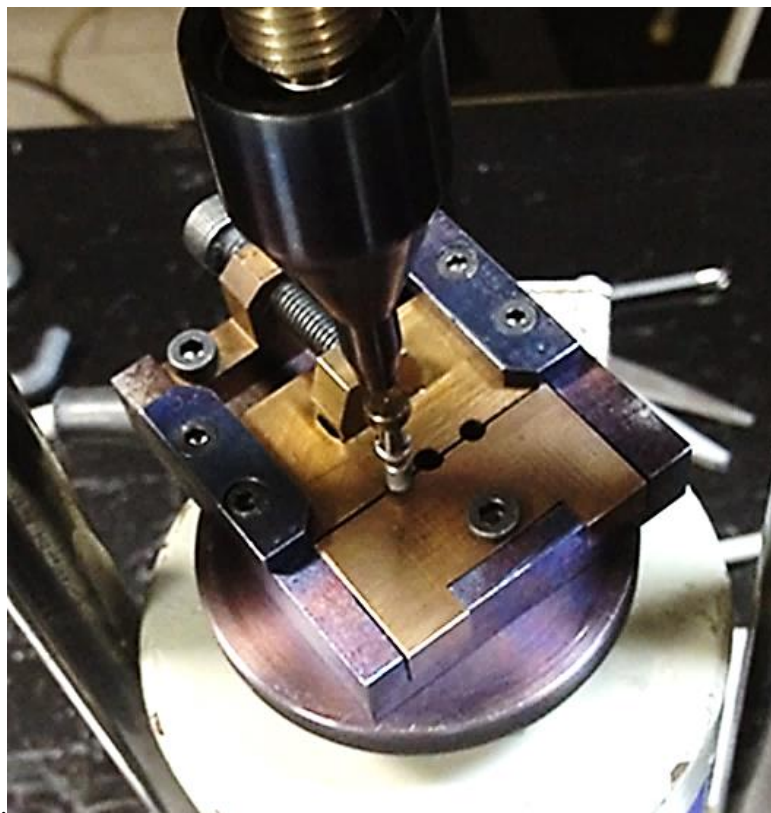
Sve nadogradnje uvijene su u implantat prema uputama proizvođača koristeći njihove odgovarajuće moment-ključeve. Da bi se osigurao jednoliki dosjed malja i prijenos opterećenja na sklopove implantata i nadogradnji pri rotaciji navojnog vretena, za nadogradnje su istokareni individualni čavlići koji nasjedaju u njihovo središte. U slučaju aksijalnih sila korišteni su čavlići s ravnom površinom. Kod primjene kosih sila takvi su čavlići uzrokovali nekonzistentne rezultate, stoga je izrađena druga serija čavlića s polukuglastom površinom (Slika 11).



Slika 11. Čavlići za prijenos opterećenja (gore – s ravnom površinom, dolje – s polukuglastom površinom)

### 2.2.5. Aplikacija opterećenja

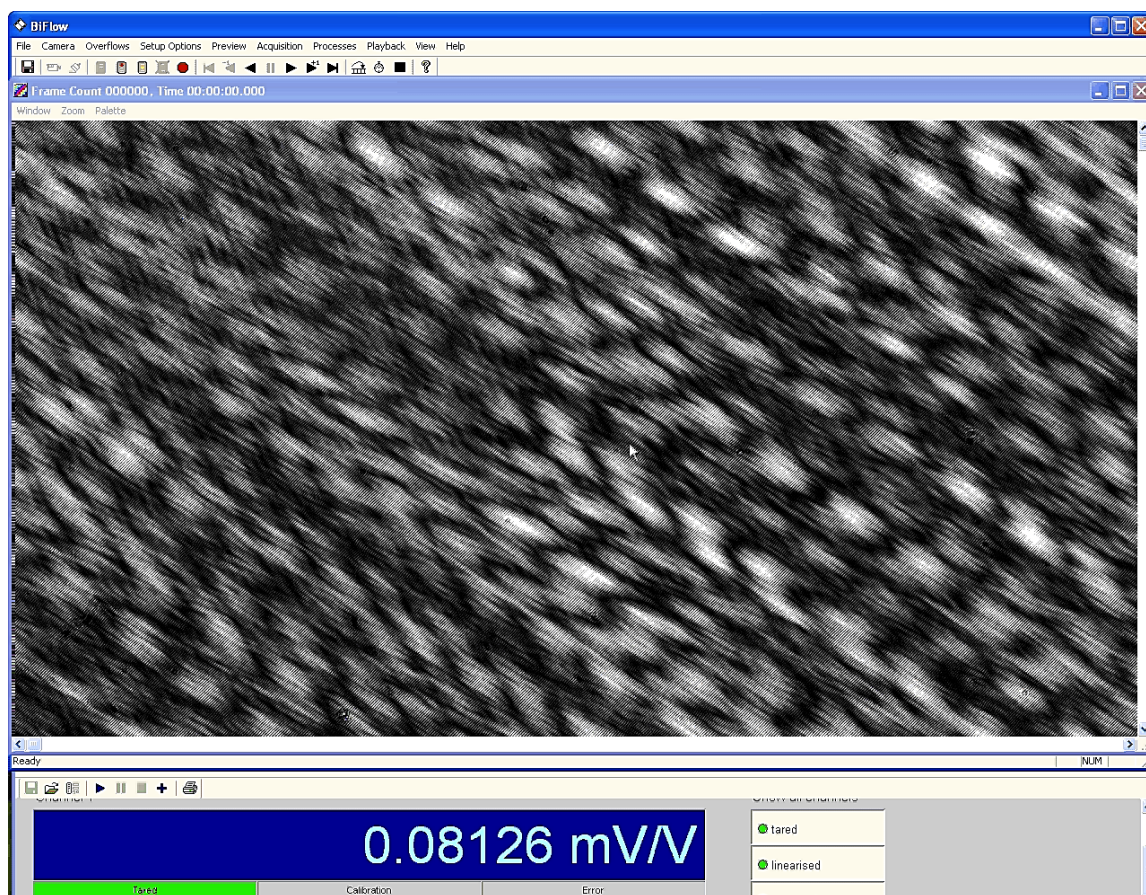
Nježnom rotacijom zamašnjaka malj vretenaste preše nasjeda na čavlič za prijenos opterećenja i ujednačeno opterećuje sklop (Slika 12) silom koja se istovremeno mjeri i vizualizira na zaslonu računala putem softverskog paketa VN-Digitizer (Slike 13 i 14) (Gassmann Testing and Metrology GmbH, Bickenbach, Njemačka).



Slika 12. Aplikacija opterećenja na sklop implantata i nadogradnje



Slika 13. Uređaj za opterećenje implantata u funkciji



Slika 14. Praćenje aplicirane sile u realnom vremenu na zaslonu računala

### 2.3. Primijenjena digitalna holografška interferometrija

Za mjerenje deformacija i pomaka istraživanih sklopova implantata i nadogradnji korištena je metoda digitalne holografške interferometrije. Budući da relativne topološke promjene na istraživanim objektima utječu na fazu objektnog snopa koherentne svjetlosti, moguće je snimiti serije holograma koje odražavaju različita stanja površine implantata. Kao sljedeći korak, dva proizvoljna holograma se superponiraju i rekonstruiraju. Njihove reproducirane valne fronte međusobnom interferencijom formiraju prugasti uzorak (engl. *fringe pattern*), koji modulira rekonstruirano zračenje površine uz otkrivanje topoloških promjena. Pod topološkim promjenama podrazumijeva se vektor pomaka,  $\mathbf{d}(P)$ , koji opisuje promjenu položaja

točke  $P$  (novi položaj je  $P'$ ) na istraživanoj površini. Općenito, interferogram diskretne vrijednosti može se opisati sa

$$I(m,n) = I_b(m,n) + V(m,n) \cdot \cos[\Delta\varphi(m,n)] + N(m,n) \quad (1)$$

gdje je  $I_b(m,n)$  pozadinski intenzitet,  $V(m,n)$  kontrast pruga (samim time i vidljivost),  $\Delta\varphi(m,n)$  fazna razlika među dvama hologramima i  $N(m,n)$  dodatni šum. Stoga, cilj je naći  $\mathbf{d}(P)$  vrijednosti za čitavu površinu iz  $I(m,n)$  vrijednosti.

Dva su očita ograničenja što se tiče Jednadžbe (1):

- i) faza  $\Delta\varphi(m,n)$  može se procijeniti samo do vrijednosti  $2\pi$  zbog periodičnosti kosinusne funkcije
- ii) budući da je kosinusna funkcija parna, faza  $\Delta\varphi(m,n)$  može otkriti samo vrijednost kuta no ne i njegov predznak

Manje očit ali iznimno važan je utjecaj šuma  $N(m,n)$  na  $I(m,n)$  vrijednosti. Mnoge smetnje, kao što su vibracije, elektronički termalni šumovi, točkaste smetnje, itd. pridonose šumu. Nadalje, mikroskopske varijacije u uvjetima opterećenja utječu na raspodjelu stresa unutar uzorka i varijabilnost u  $\mathbf{d}(P)$  vrijednostima. Konačno, nedovoljna stopa uzorkovanja, tzv. poduzorkovanje (engl. *undersampling*) dovodi do gubitka informacija zbog preklapanja frekvencija, odnosno aliasing-efekta (75). Sve spomenute smetnje impliciraju potrebu više neovisnih mjerenja za identične situacije u svrhu minimiziranja utjecaja šumova.

Za kvantitativnu procjenu, odnos između promatrane fazne razlike  $\Delta\varphi(m,n)$  i vektora pomaka  $\mathbf{d}(P)$  definiran je sa

$$\Delta\varphi(m,n) = \frac{2\pi}{\lambda} \mathbf{S}(P) \cdot \mathbf{d}(P) \quad (2)$$

gdje je  $\lambda$  valna duljina, a  $\mathbf{S}(P)$  vektor osjetljivosti točke  $P$ . Vektor osjetljivosti je definiran kao  $\mathbf{S}(P) = \mathbf{e}_{ill}(P) - \mathbf{e}_{obs}(P)$ , tj. kao razlika dvaju jediničnih vektora koji

predstavljaju iluminacijske i opservacijske smjerove, gdje je općenito  $\mathbf{S}(P) \cdot \mathbf{d}(P) = |\mathbf{e}_{ill}(P) - \mathbf{e}_{obs}(P)| |\mathbf{d}(P)| \cos \mathcal{G}(P)$  i gdje zagrada  $|\cdot|$  označava modulo operaciju. Kut  $\mathcal{G}(P)$  određen je vektorom pomaka i prethodno spomenutom simetralom iluminacijskog i promatračkog smjera. Zbog iluminacijskih uvjeta, moguće su varijacije vektora osjetljivosti po površini promatranog objekta (69).

Općenito, fazna razlika ovisi o komponenti vektora pomaka projiciranoj na smjer vektora osjetljivosti. U laboratorijskim eksperimentima prigodno je započeti interferometrijska mjerenja s određenim 'a priori' znanjem o objektu kojeg se istražuje i uvjetima opterećenja. Stoga, ako je smjer pomaka poznat, a eksperimentalni postav takav da dozvoljava kolinearno usmjerenje smjera osjetljivosti sa smjerom pomaka, onda je  $|\mathbf{e}_{ill}(P) - \mathbf{e}_{obs}(P)| = 2$  i vrijednost pomaka na poziciji  $(m, n)$  je

$$d(m, n) = \frac{\lambda}{4\pi} \Delta\varphi(m, n) \quad (3)$$

Kao što je već spomenuto, kontinuirana fazna informacija  $\Delta\varphi(m, n)$  poprima vrijednosti u intervalu  $[-\pi, \pi)$ , pa označavamo s  $\Delta\varphi_w(m, n)$ , gdje 'w' dolazi od 'wrapped' (umotan). Dakle, ako je prava fazna vrijednost izvan bazičnog intervala  $[-\pi, \pi)$ , opservirana (izmjerena) vrijednost,  $\Delta\varphi_w(m, n)$ , je umotana u ovaj interval, odnosno

$$\Delta\varphi(m, n) = \Delta\varphi_w(m, n) + 2\pi k(m, n) \quad (4)$$

gdje je  $k(m, n)$  cijeli broj. Uzevši u obzir utjecaje opisane jednačbom (4) i one raznih mogućih smetnji, vrijednost pomaka može se opisati kao

$$d(m, n) = \frac{\lambda}{4\pi} [\Delta\varphi_w(m, n) + 2\pi k(m, n) + \delta\varphi(m, n)] \quad (5)$$

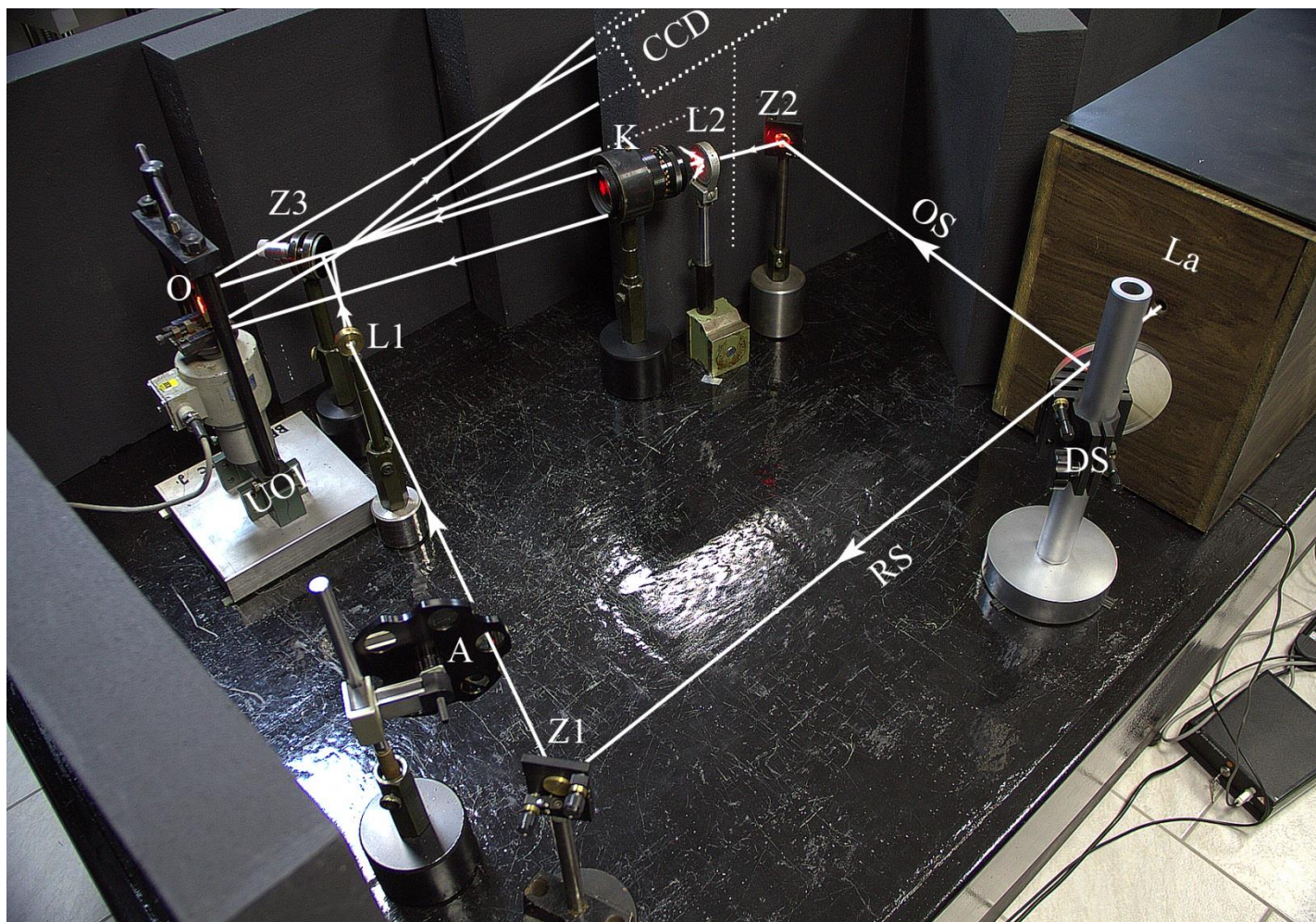
gdje  $\delta\varphi(m, n)$  opisuje varijacije detektirane faze. Jednačba (5) predstavlja osnovu za analizu interferogramske informacije.

## 2.4. Primjena digitalne holografske interferometrije u eksperimentalnim mjerenjima

Sva eksperimentalna mjerenja obavljena su u Laboratoriju za koherentnu optiku Instituta za fiziku (Zagreb, Hrvatska).

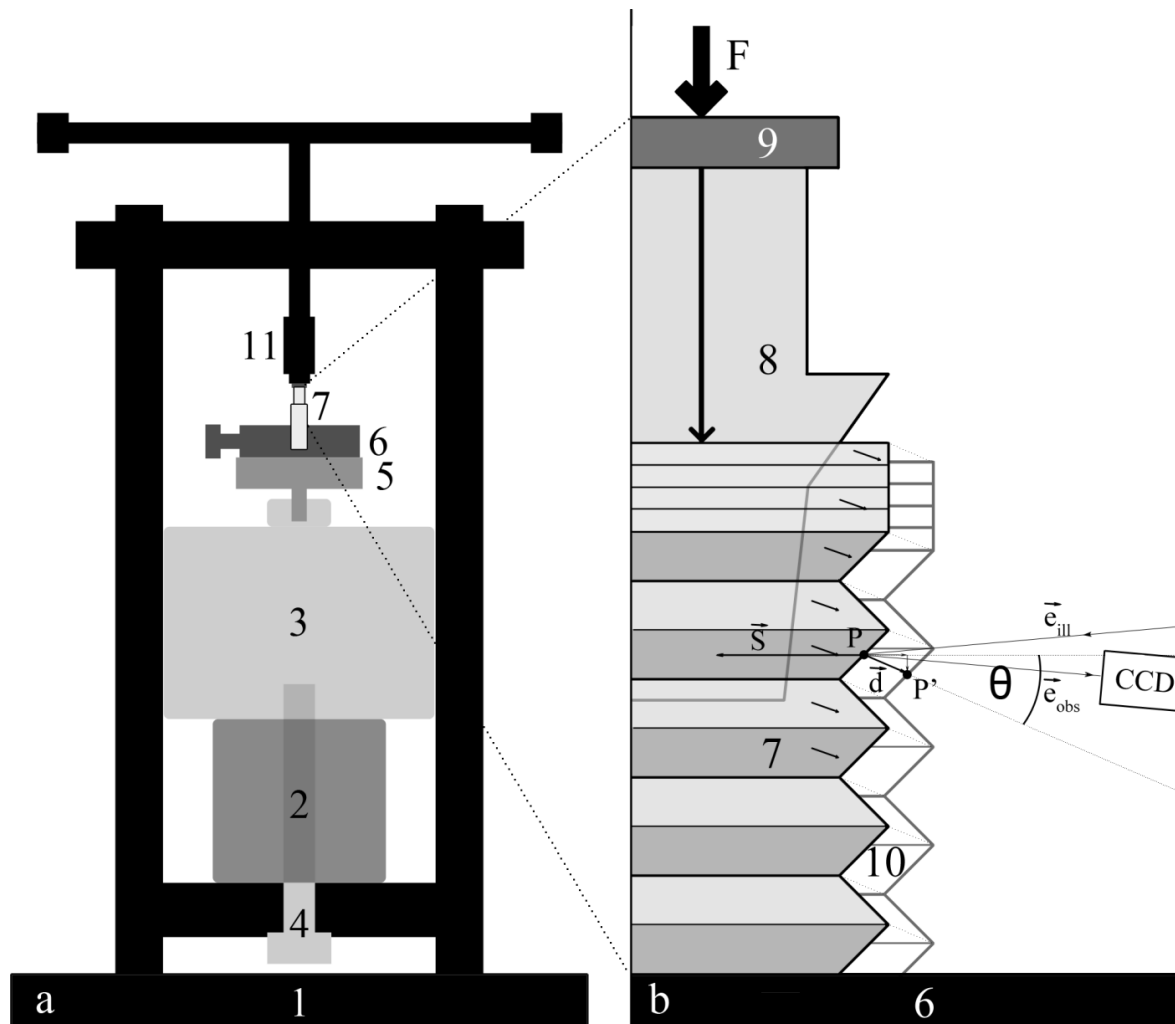
### 2.4.1. Postav sustava

Korišten je kvazi-Fourierov holografski postav smješten na masivnom stolu koji prigušuje vibracije (Slika 15). Izvor koherentne svjetlosti bio je helij-neonski laser (Spectra-Physics, 25 mW) valne duljine 632.8 nm (Slika 15, oznaka: La). Snop koherentne svjetlosti se na djelitelju snopa (DS) razdvajao u objektni snop (OS) i referentni snop (RS). Referentni snop odbijao se od zrcala (Z1) te prolazio kroz atenuator (A) koji je služio sniženju intenziteta referentnog snopa, da bi se približno ujednačio s intenzitetom krajnjeg objektnog snopa. Atenuirani referentni snop fokusiran je lećom (L1) te usmjeren zrcalom (Z3) na senzor digitalne kamere (CCD). Objektni snop (OS) se nakon izlaska iz djelitelja snopa (DS) odbijao od zrcala (Z2) i prolazio kroz leću (L2). Divergirajući objektni snop se prolaskom kroz kolimator (K) kolimirao i kao takav padao na objekt istraživanja (O) kojeg su činili sklop cervikalnih 5 mm implantata, nadogradnja i uređaj za fiksaciju. Objekt istraživanja nalazio se namontiran u uređaju za opterećenje implantata (Slika 16.a) Odbijeni objektni snop (Slika 16.b) padao je na senzor digitalne kamere (CCD) interferirajući s referentnim snopom.



Slika 15. Kvazi-Fourierov postav za digitalnu holografsku interferometriju (La – laser, DS – djelitelj snopa, RS – referentni snop, OS – objektni snop, Z – zrcalo, L – leća, A – atenuator, UOI – uređaj za opterećenje implantata, O – objekt, CCD – digitalna kamera)

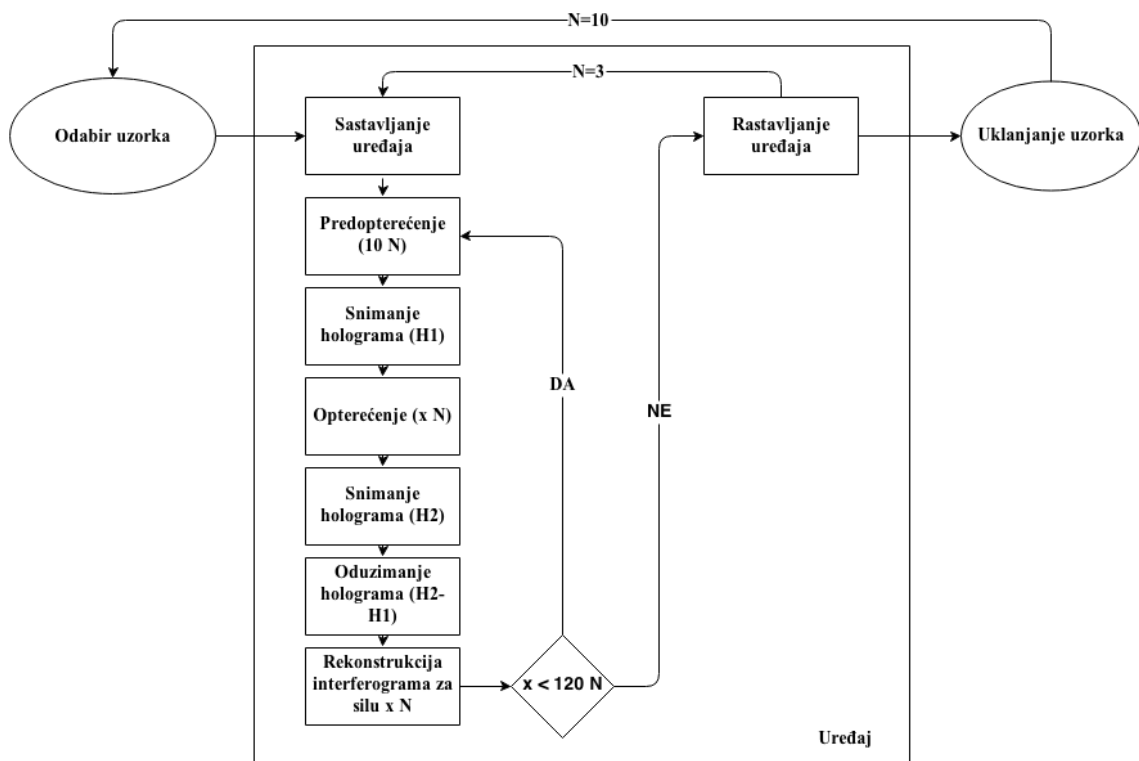




Slika 16. Mjerenje opterećenja sklopa implantata i nadogradnje. (a) Komponente uređaja za opterećenje. (b) Opterećeni sklop implantata i nadogradnje izložen laserskoj zruci (1 – vretenasta preša, 2 – metalni cilindar, 3 – digitalni dinamometar, 4 – fiksacijski vijak širokog promjera, 5 – dinamometarski stolić, 6 – uređaj za fiksaciju implantata, 7 – dentalni implantat, 8 – nadogradnja implantata, 9 – opteretni čavlić, 10 – implantat u opterećenom stanju, 11 – malj).

## 2.4.2. Protokol snimanja kod primjene aksijalnih opterećenja

Za interferometrijska mjerenja kod primjene aksijalnih opterećenja korištena je tehnika dvostrukog snimanja. U prvom snimanju, sklop implantata i nadogradnje je uvijek bio pod „predopterećenjem“ od 10 N u aksijalnom smjeru, u svrhu eliminiranja neželjenih pomaka pri nasjedanju malja na ravni čavlić u nadogradnji. Nakon pohrane prvog holograma, sklop implantata i nadogradnje opterećen je konačnom željenom silom te trenutno snimljen i pohranjen u digitalnom obliku kao drugi hologram. Pohranjeni hologrami su se naknadno superponirali te rezultirali rekonstrukcijom interferograma za točno određenu silu. Ovakav protokol se u cijelosti ponavljao kroz cijelu seriju mjerenja pri inkrementnim aksijalnim silama. Spomenuti dvostruki hologrami snimljeni su za sljedeće sile: 20 N, 30 N, 40 N, 50 N, 60 N, 70 N, 80 N, 90 N, 100 N, 110 N i 120 N. Svaka serija mjerenja je izvedena triput za svaki sklop implantata i nadogradnje, s potpunim rastavljanjem uređaja za opterećenje implantata između serija ( $N=3$ , Dijagram 1).



Dijagram 1. Protokol snimanja kod primjene aksijalnih opterećenja po implantološkom sustavu

### 2.4.3. Protokol snimanja kod primjene kosih opterećenja

Za interferometrijska mjerenja kod primjene kosih opterećenja (pod kutem od  $30^\circ$ ) također je korištena tehnika dvostrukog snimanja. U prvom snimanju, implantati i nadogradnje su bili pod „predopterećenjem“ od 5 N u smjeru kosih opterećenja, zbog eliminiranja neželjenih pomaka pri nasjedanju malja na polukuglasti čavlič u nadogradnji. Nakon snimanja prvog holograma, drugi hologram bio je snimljen u stanjima navedenim kako slijedi:

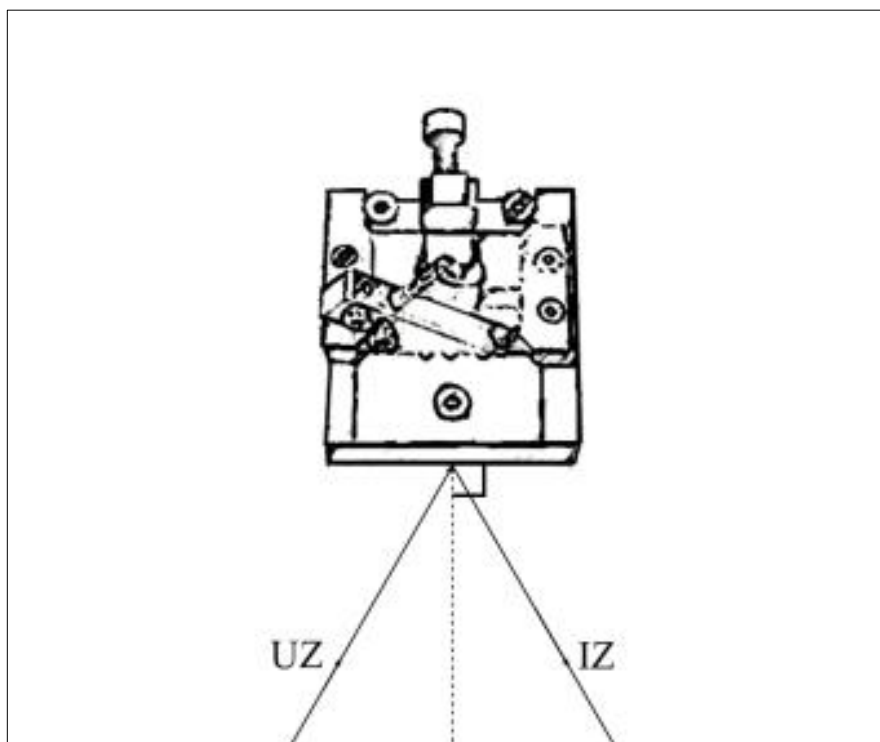
1) Za implantate malog promjera:

- a) Centralni položaj pod opterećenjem od 10 N
- b) Centralni položaj pod opterećenjem od 20 N
- c) Rotirani položaj od  $5^\circ$  u smjeru kazaljke na satu pod opterećenjem od 10 N
- d) Rotirani položaj od  $5^\circ$  u smjeru kazaljke na satu pod opterećenjem od 20 N
- e) Rotirani položaj od  $10^\circ$  u smjeru kazaljke na satu pod opterećenjem od 10 N
- f) Rotirani položaj od  $10^\circ$  u smjeru kazaljke na satu pod opterećenjem od 20 N
- g) Rotirani položaj od  $5^\circ$  obrnuto od kazaljke na satu pod opterećenjem od 10 N
- h) Rotirani položaj od  $5^\circ$  obrnuto od kazaljke na satu pod opterećenjem od 20 N
- i) Rotirani položaj od  $10^\circ$  obrnuto od kazaljke na satu pod opterećenjem od 10 N
- j) Rotirani položaj od  $10^\circ$  obrnuto od kazaljke na satu pod opterećenjem od 20 N

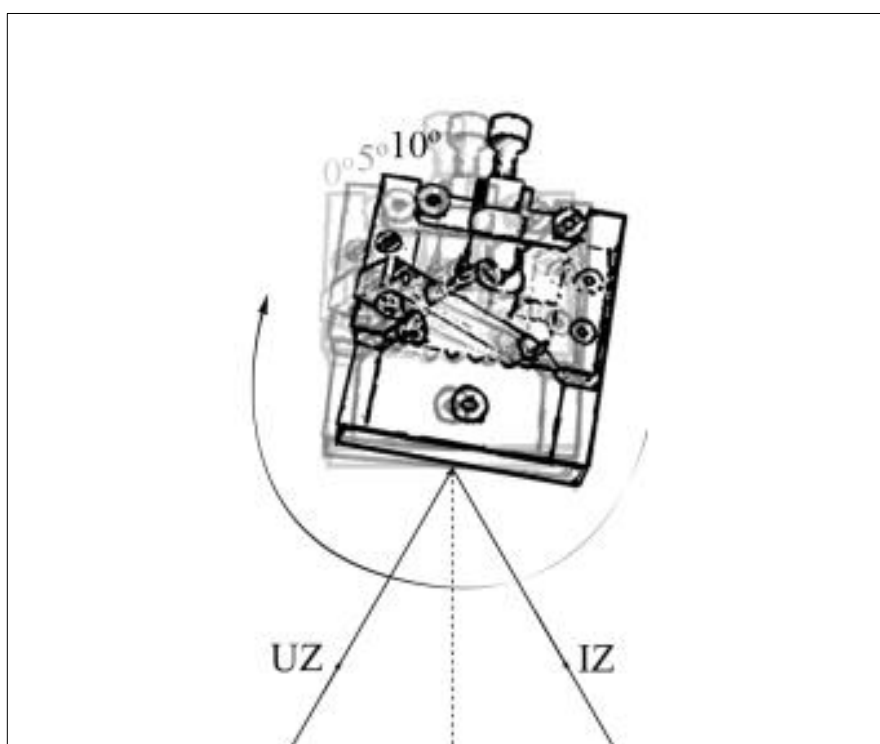
2) Za implantate velikog promjera:

- a) Nulti položaj pod opterećenjem od 10 N
- b) Nulti položaj pod opterećenjem od 20 N

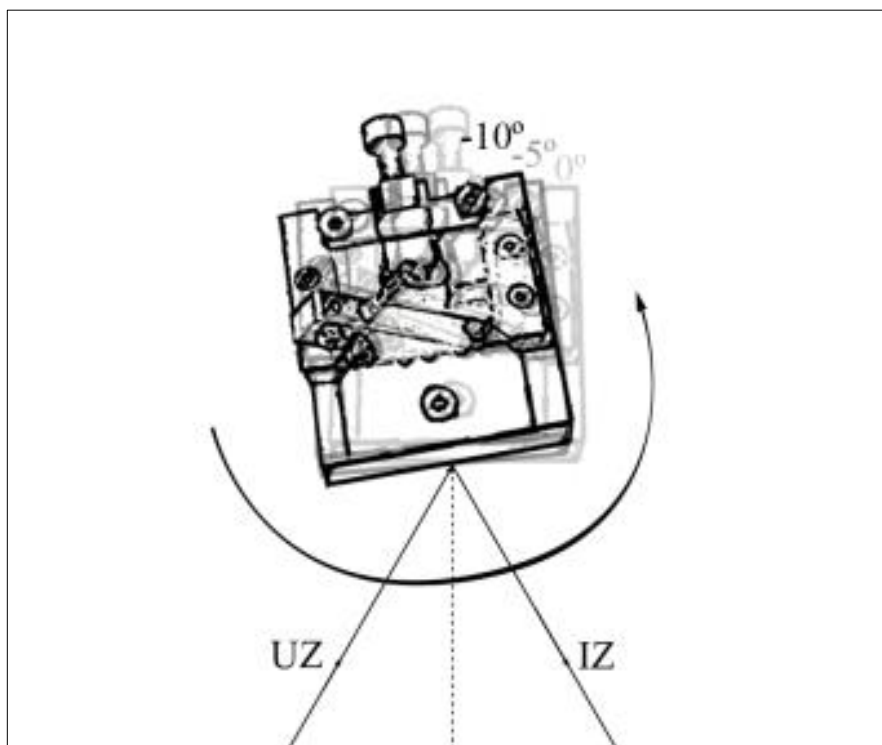
„Centralnim položajem“ implantata pri kosim opterećenjima smatrao se položaj pri kojem je prednji brid fiksacijske ploče, a samim time i brid kosine, okomit na simetralu kuta kojeg čine upadna i izlazna zraka koherentne svjetlosti objektnog snopa sustava (Slika 17). Iz takvog, referentnog položaja, pločica se za  $5^\circ$ , odnosno  $10^\circ$  rotirala u smjeru (Slika 18) i obrnuto od smjera kazaljke na satu za potrebu dodatnih mjerenja (Slika 19). Snimanja su rađena po protokolu prikazanom u Dijagramu 2.



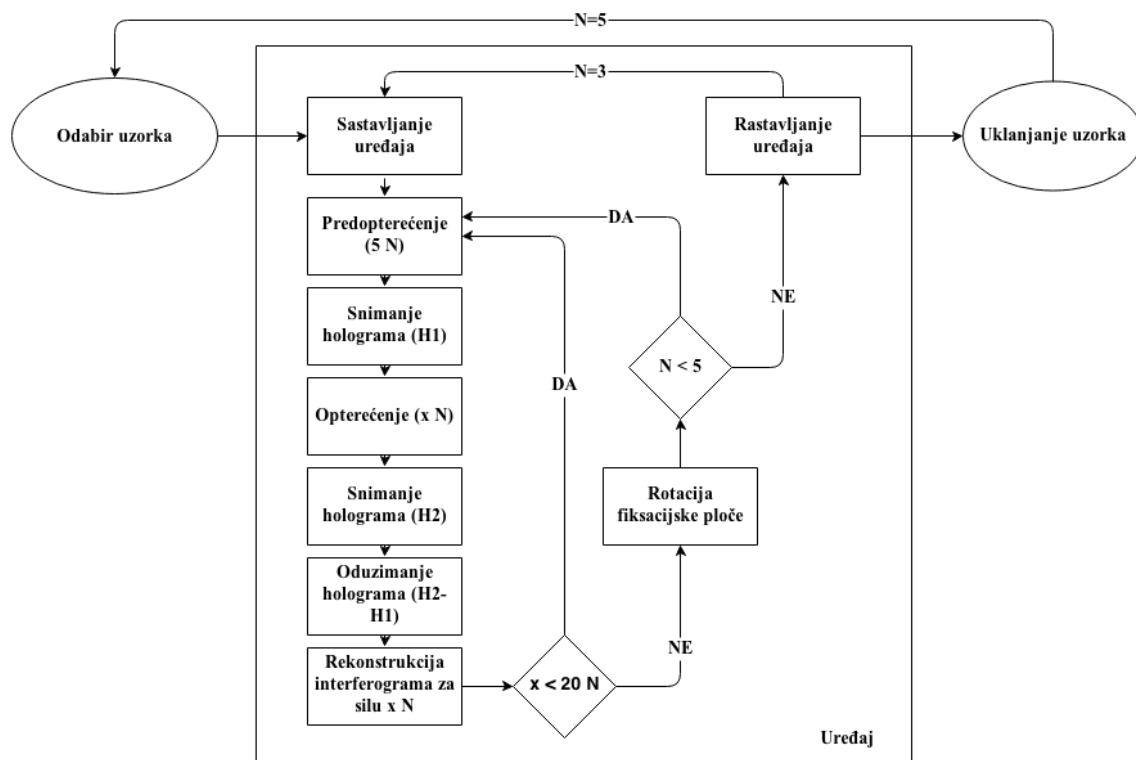
Slika 17. Centralni položaj implantata pri kosom opterećenju (UZ – upadna zraka, IZ – izlazna zraka)



Slika 18. Rotacija fiksacijske ploče u smjeru kazaljke na satu



Slika 19. Rotacija fiksacijske ploče u smjeru obrnutom od kazaljke na satu

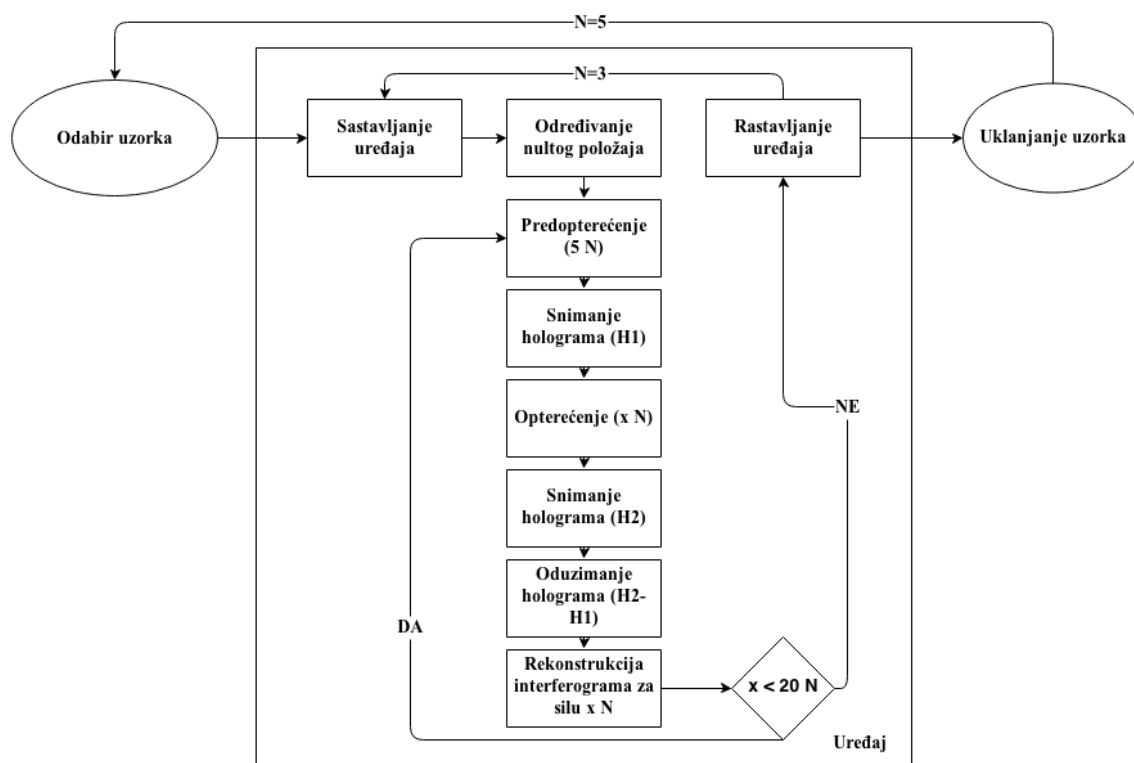


Dijagram 2. Protokol snimanja kod primjene kosih opterećenja po implantološkom sustavu

Nadalje, pojam „nulti položaj“ uveden je kao oznaka stanja u kojem je fiksacijska ploča rotirana za preliminarnim mjerenjima utvrđeni kut u kojem je pomak sustava pri primjeni kosih sila minimalan, odnosno pri kojem je izolirana aksijalna komponenta kod kosih opterećenja. Eksperimentalno je utvrđeno da se takav položaj manifestira približno paralelnim interferometrijskim prugama, na što će se referirati u narednim poglavljima.

Točnost položaja u otklonu kontrolirala se precizno ucrtanim linijama na dinamometarskom stoliću. Također, postavljene su referentne točke koje su omogućavale opetovano uniformno montiranje stolića na dinamometar nakon što se čitav uređaj rastavljaio između serija mjerenja. Svaka serija snimanja različitih stanja po skupinama izvedena je triput za svaki implantološki sustav, kao i kod primjene aksijalnih opterećenja (Dijagram 3).

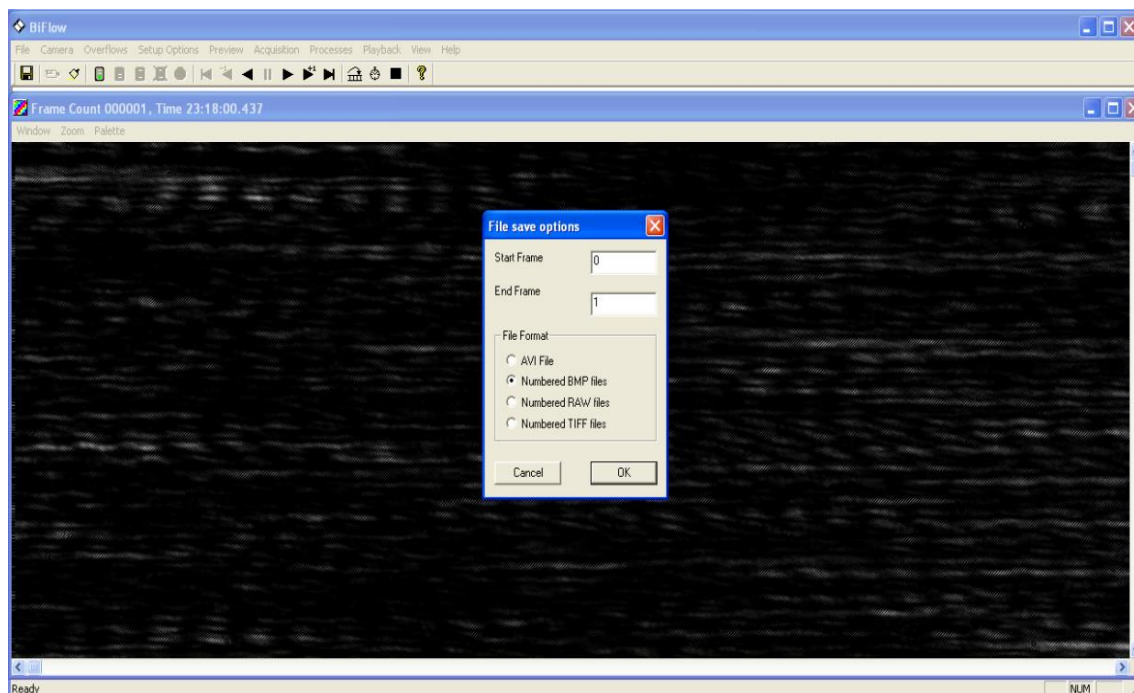
Protokoli su definirani na temelju opetovanih preliminarnih mjerenja u različitim uvjetima opterećenja.



Dijagram 3. Protokol snimanja kod primjene kosih opterećenja u nultom položaju po implantološkom sustavu

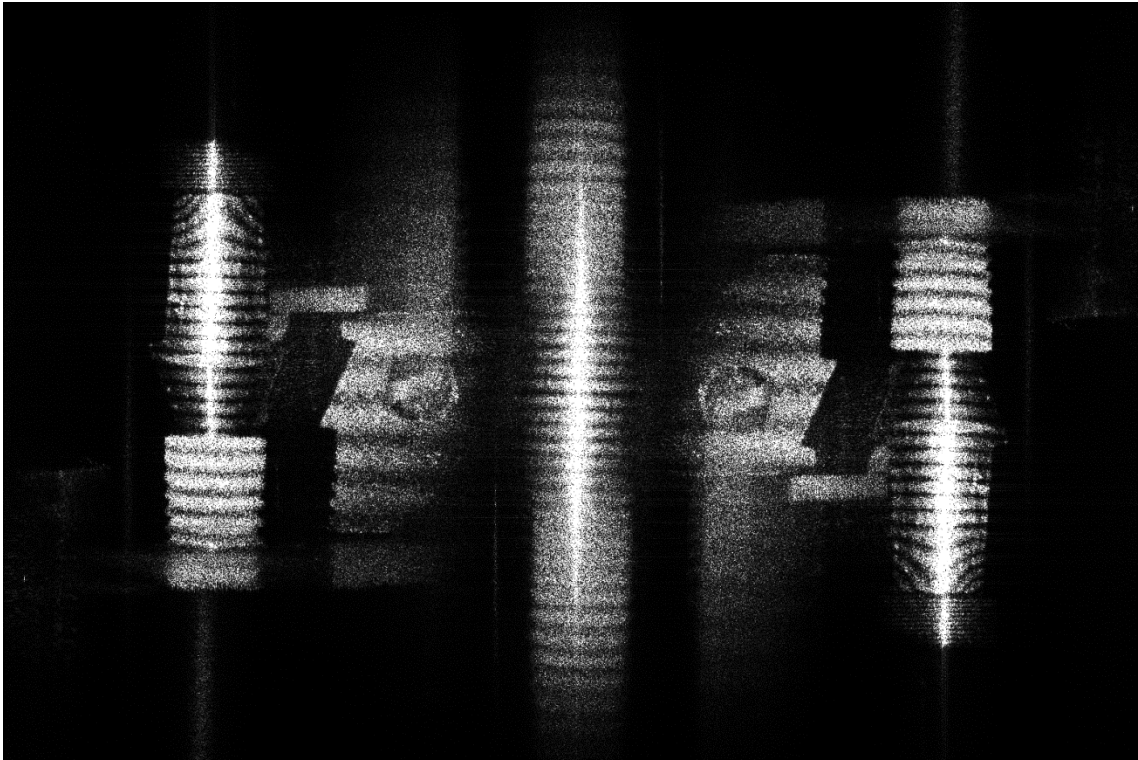
## 2.5. Analiza interferograma

Snimanje holograma u predopterećenju te konačnom opterećenju obavljeno je u DigiOpt softverskom paketu (Institut für Algorithmen und Kognitive Systeme, Karlsruhe, Njemačka) (Slika 20).



Slika 20. Primjer snimanja jednog od holograma

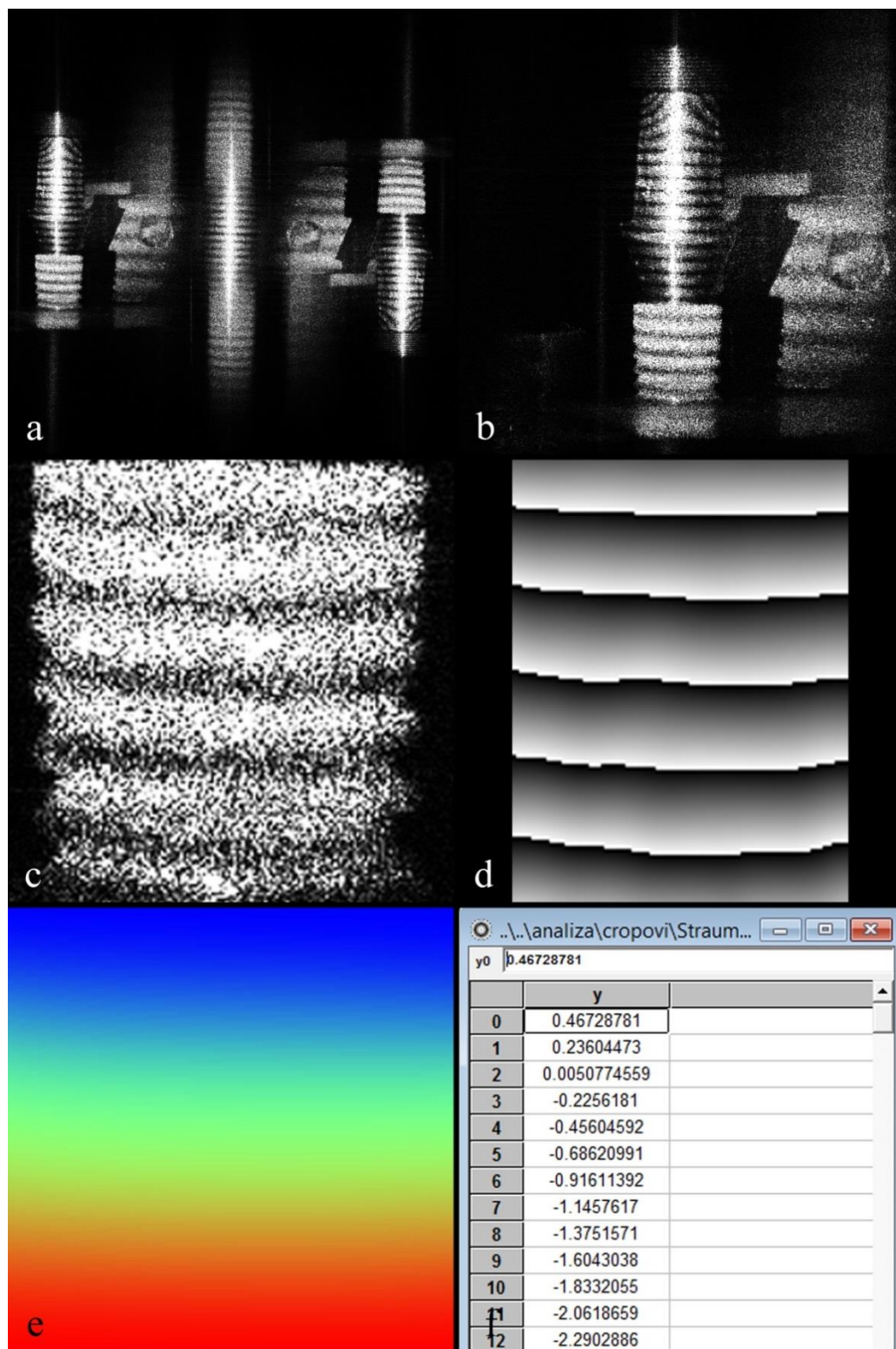
Hologrami snimljeni u dvama različitim stanjima implantata oduzimali su se jedan od drugoga te nadalje Fast Fourier Transform-irali (FFT) da bi se dobila kompleksna rekonstrukcija interferograma za određeno opterećenje. Ono što je bilo karakteristično za adekvatan interferogram su jasne tamne i svijetle pruge interferencije, kao što je prikazano na Slici 21.



Slika 21. Primjer rekonstruiranog interferograma sklopa implantata i nadogradnje pod opterećenjem

Idući korak u analizi bila je kvantifikacija dobivenih kvalitativnih rezultata. Za tu svrhu korišten je IDEA softverski paket (Technische Universität, Graz, Austrija). Faza izračunatih modulo  $2\pi$  podataka cervikalnog dijela implantata razmotana je koristeći diskretnu kosinusnu transformaciju (engl. *Discrete Cosine Transform* - DCT) da bi se dobila apsolutna faza. Izračun iz faznih podataka eksportirao se u ASCII format i transformirao u deformacije izražene u mikrometrima (Slika 22).





Slika 22. Primjer izvlačenja kvantitativnih deformacijskih podataka. (a) Rekonstruirani interferogram. (b) Interferometrijski izgled sklopa implantata i nadogradnje pod opterećenjem. (c) Izrez cervikalnih 5 mm implantata. (d) Izračunati modulo  $2\pi$  podaci iz cervikalnog dijela implantata. (e) Razmotavanje faze diskretnom kosinusnom transformacijom. (f) Fazna deformacija kroz tijelo implantata.

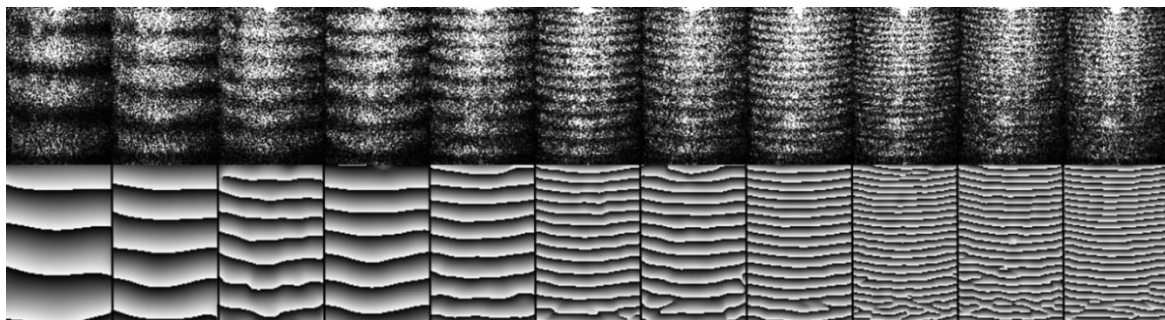
## 2.6. Statistička analiza

Deformacije su predstavljene kao srednje vrijednosti  $\pm$  standardne devijacije repetitivnih eksperimentalnih mjerenja za svaki sklop implantata i nadogradnje pri određenoj sili. Vrijednosti deformacija su box-plot transformirane i centrirane. Procjena značajnosti razlika u deformacijama između sklopova implantata manjeg i implantata većeg promjera napravljena je u R Statistical Software softverskom paketu (R Core Team, Foundation for Statistical Computing, Beč, Austrija, 2012) koristeći linearni model s mješovitim učincima (eng. *linear mixed effects modeling*) u R-ovom *lme4* paketu. Proizviđač implantata je smatran slučajnim učinkom (engl. *random effect*), dok su opterećenja i promjer implantata smatrani fiksnim učincima (engl. *fixed effects*).

### **3. REZULTATI**

### 3.1. Rezultati aksijalnih opterećenja implantata

Kod aksijalnih opterećenja sklopova implantata i nadogradnji, cervikalni dijelovi implantata su pokazali specifični interferometrijski uzorak izvan-ravninske deformacije, prikazano na Slici 23.

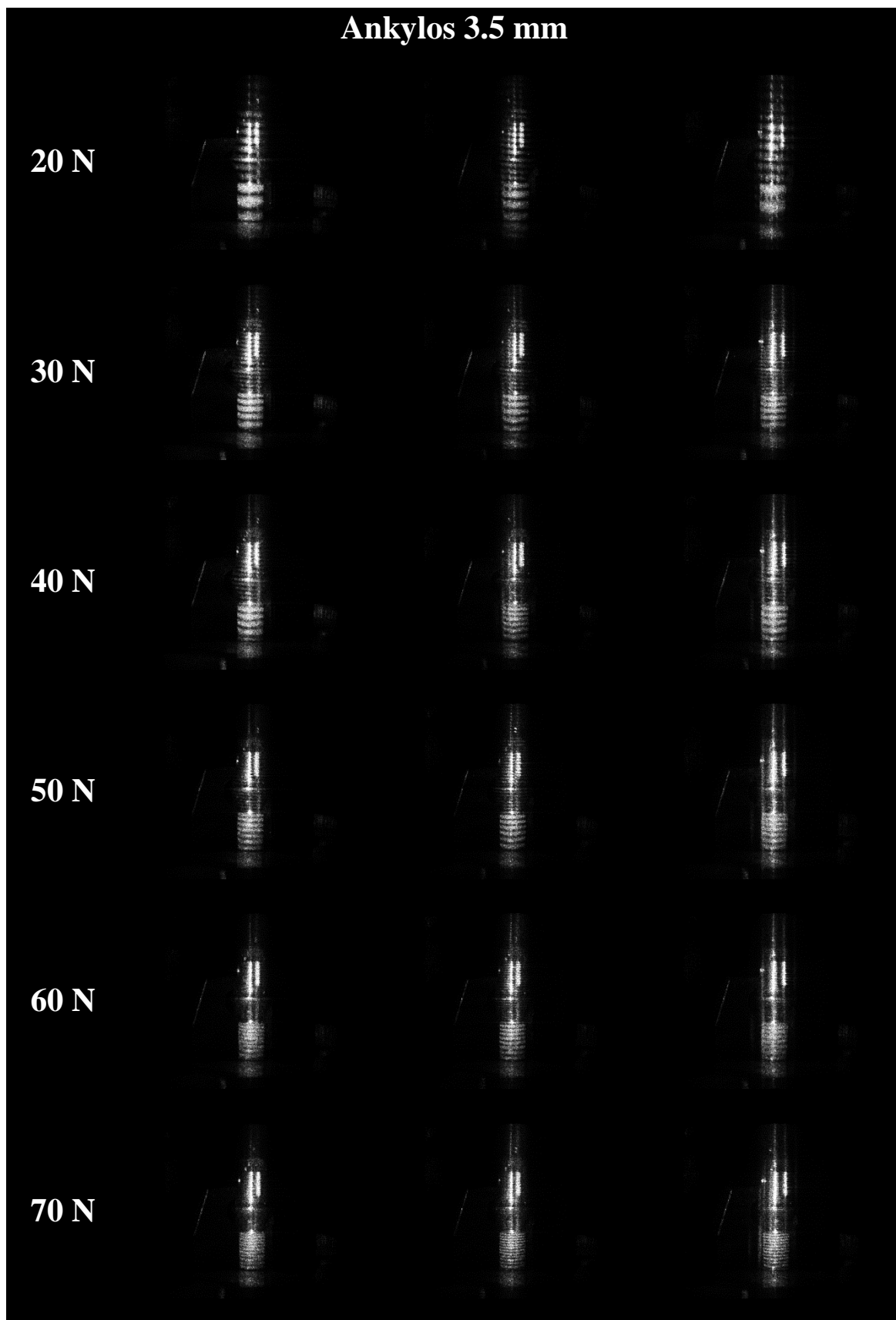


Slika 23. Interferometrijski prikaz inkrementnog opterećenja u vratu implantata

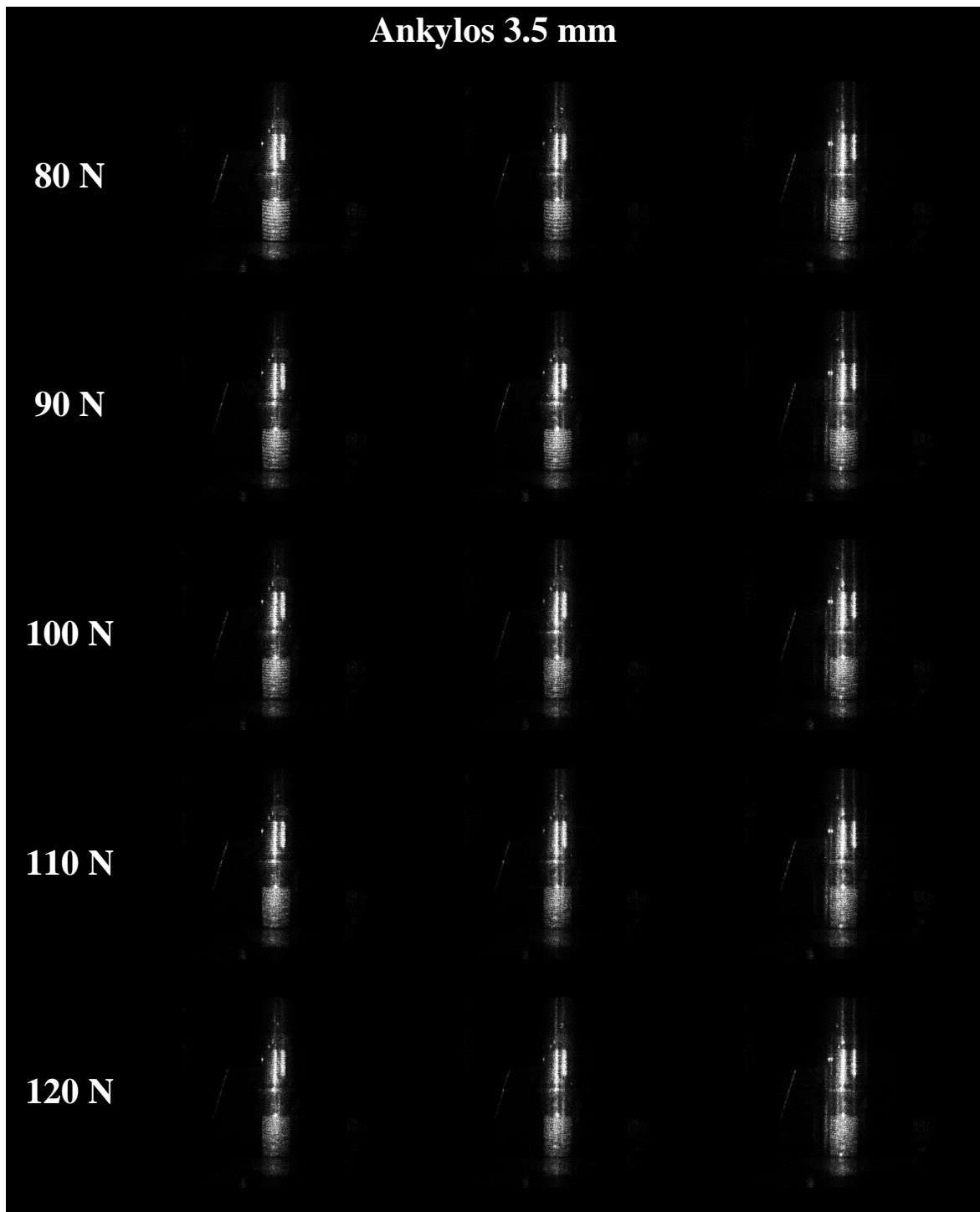
Sklopovi implantata i nadogradnji podijeljeni su u dvije skupine rezultata:

- skupina malog promjera (Ankylos 3.5 mm, Astra 3.5 mm, blueSKY 3.5 mm, MIS 3.75 mm, Straumann 3.3 mm)
- skupina velikog promjera (Ankylos 4.5 mm, Astra 5.0 mm, blueSKY 4.5 mm, MIS 5.0 mm, Straumann 4.8 mm)

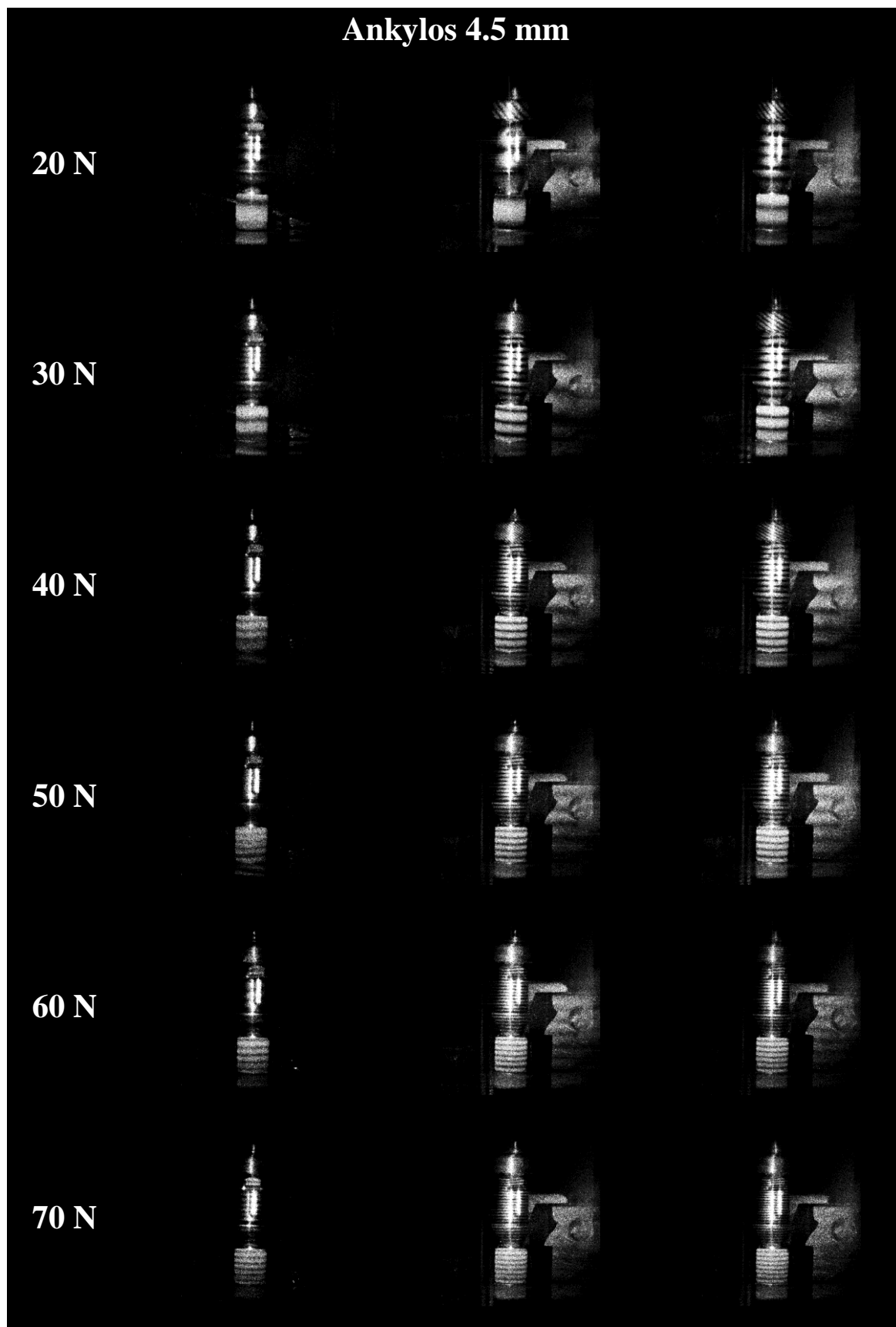
Za svaki implantat obaju skupina, ponavljanim mjerenjima dobivena su po tri interferograma za točno određeno primijenjeno opterećenje. Ukupno je snimljeno 660 holograma aksijalnih opterećenja, koji su rezultirali rekonstrukcijom 330 interferograma. Potpuna interferometrijska dokumentacija svih implantata kvalitativno je prikazana u narednim slikama: 24 i 25 za Ankylos, 26 i 27 za Astru, 28 i 29 za blueSKY, 30 i 31 za MIS te 32 i 33 za Straumann.



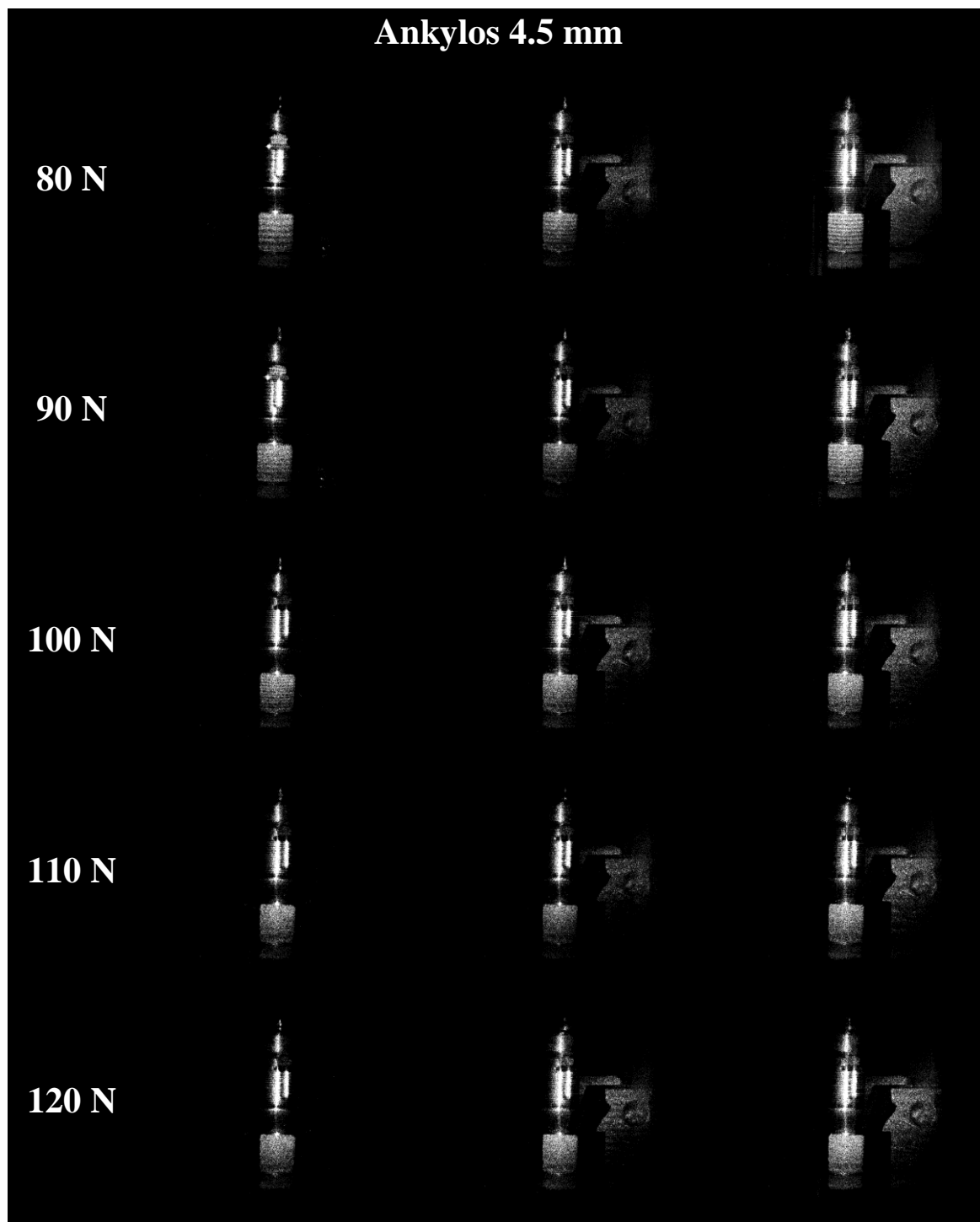
Slika 24. Rekonstruirani interferogrami za implantat Ankylos 3.5 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N



Slika 24 nastavljena. Rekonstruirani interferogrami za implantat Ankylos 3.5 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N

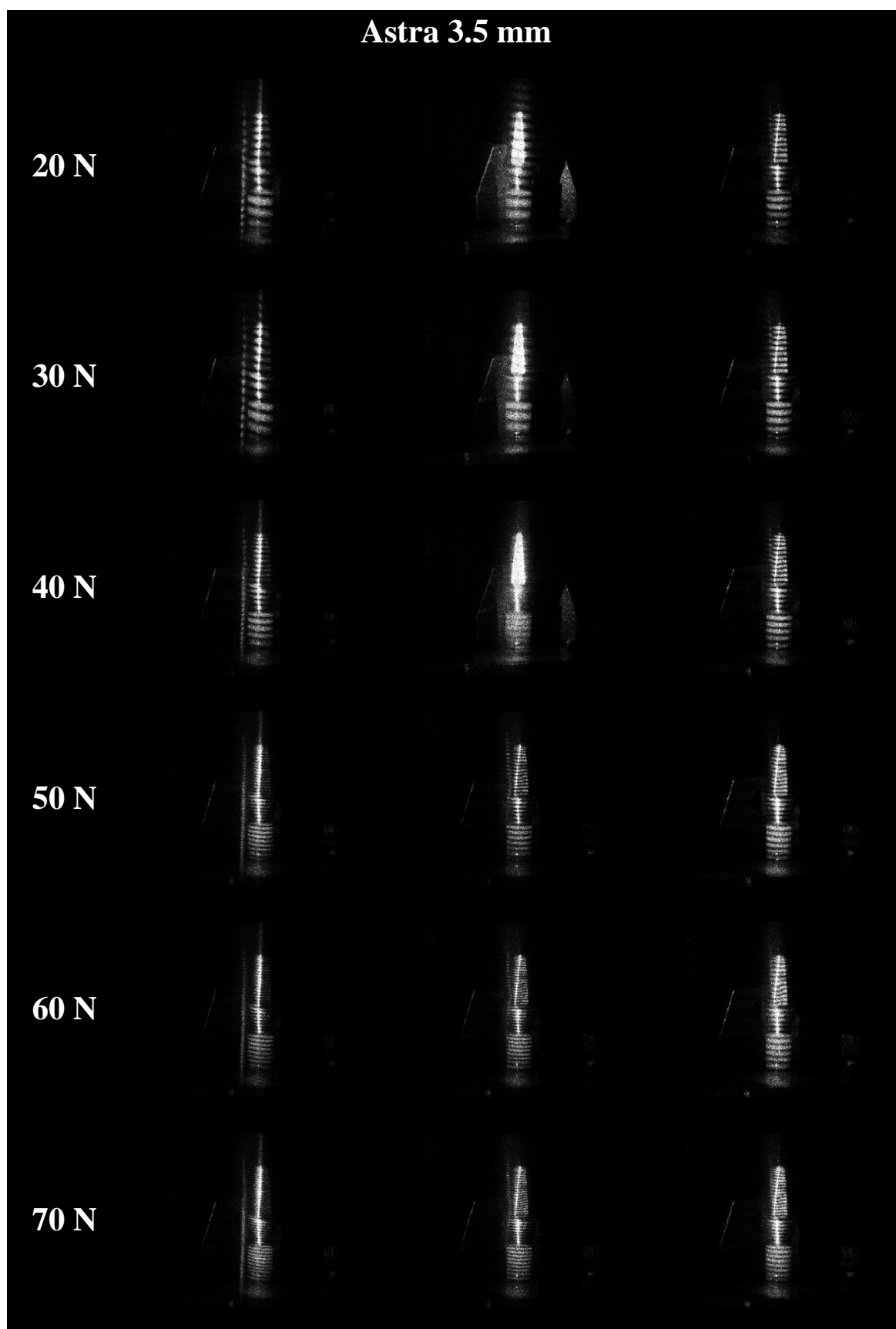


Slika 25. Rekonstruirani interferogrami za implantat Ankylos 4.5 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N

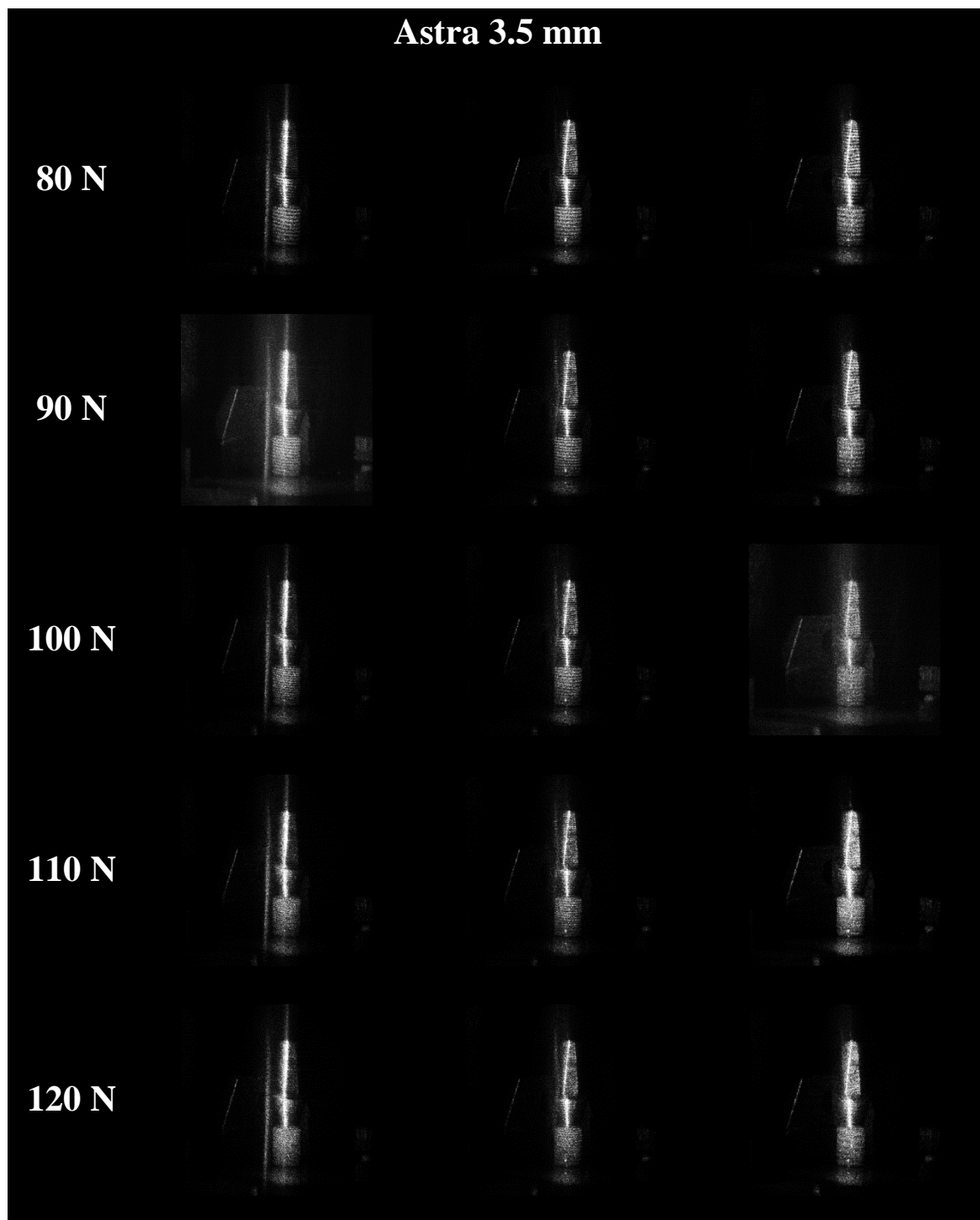


Slika 25 nastavljena. Rekonstruirani interferogrami za implantat Ankylos 4.5 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N

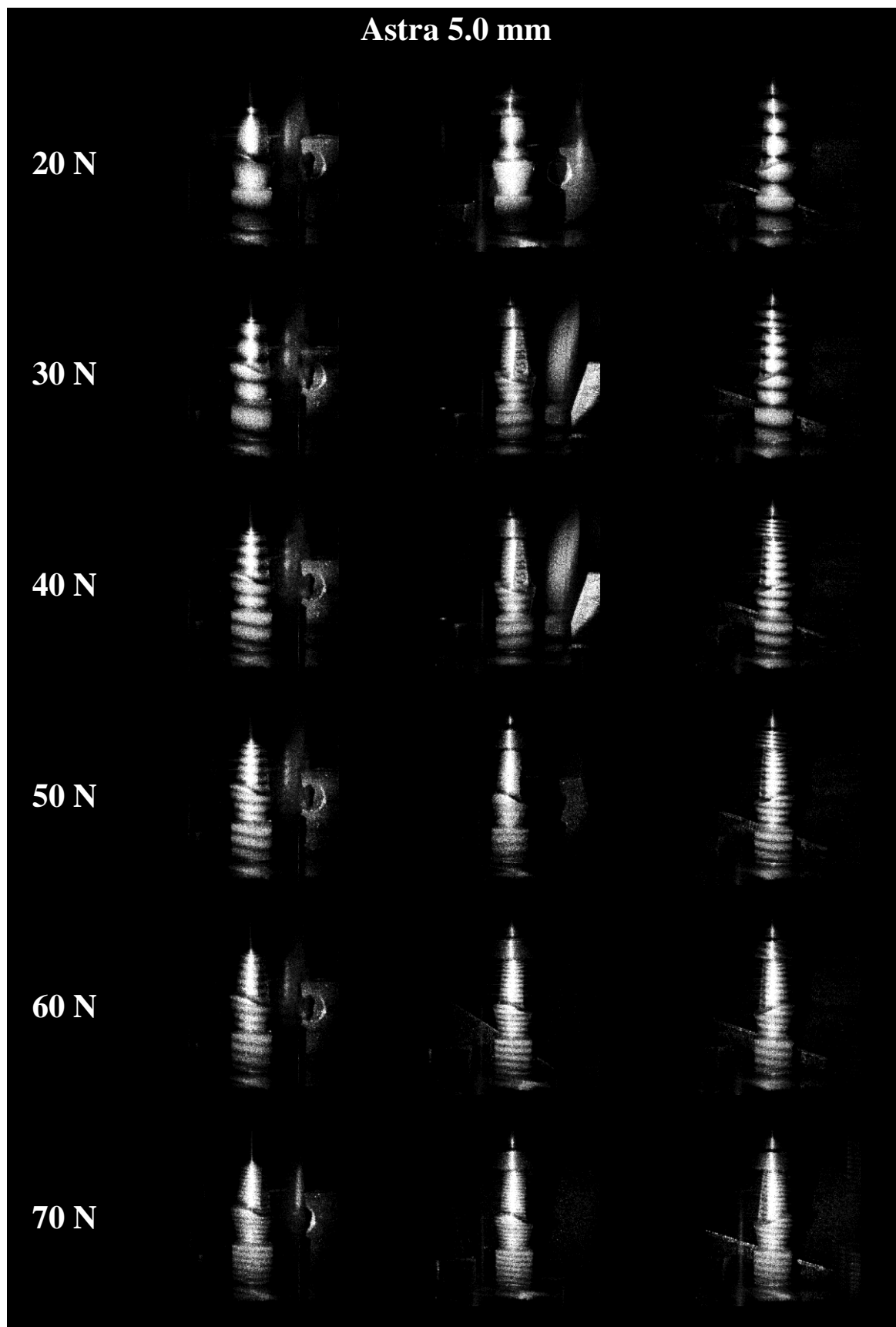




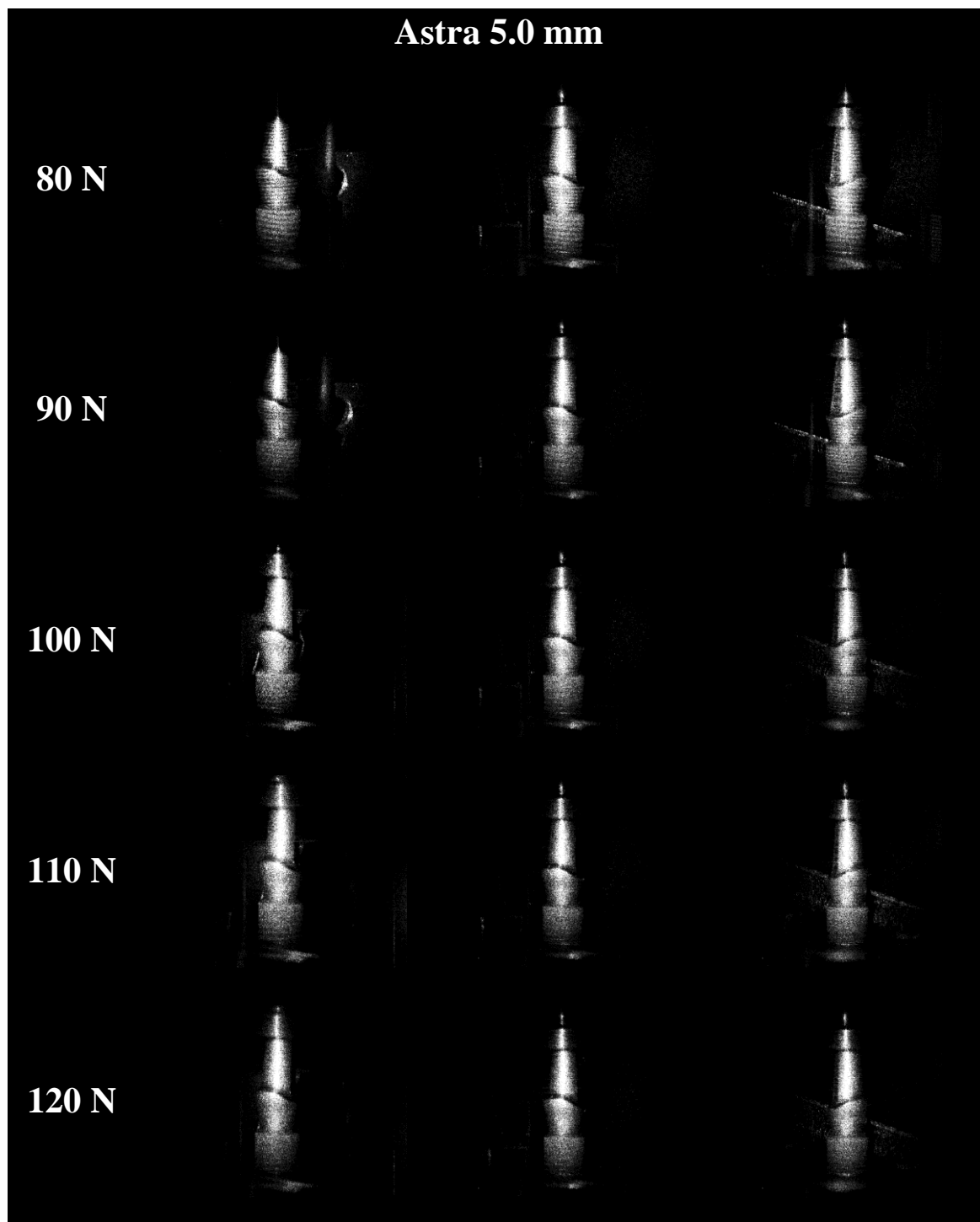
Slika 26. Rekonstruirani interferogrami za implantat Astra 3.5 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N



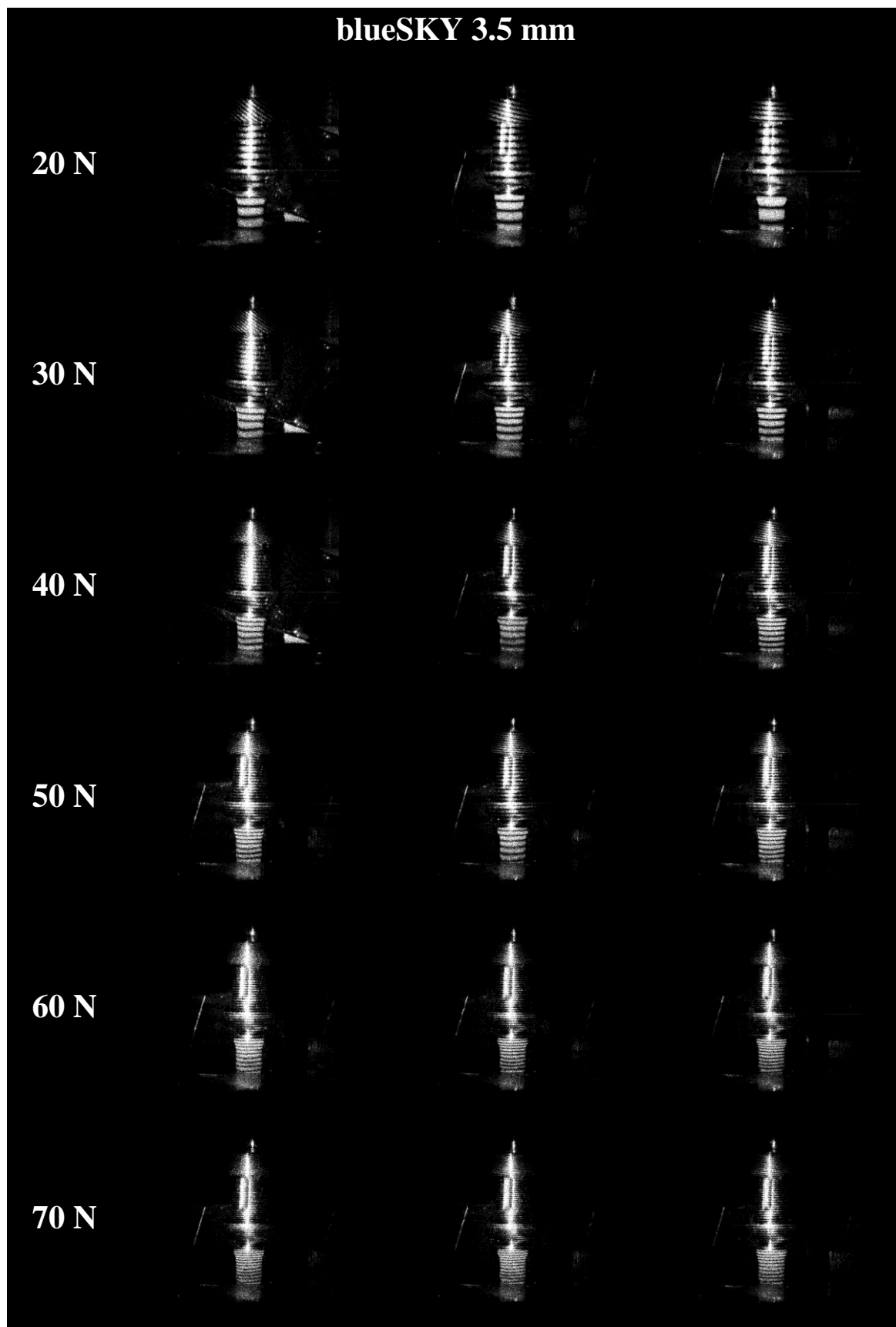
Slika 26 nastavljena. Rekonstruirani interferogrami za implantat Astra 3.5 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N



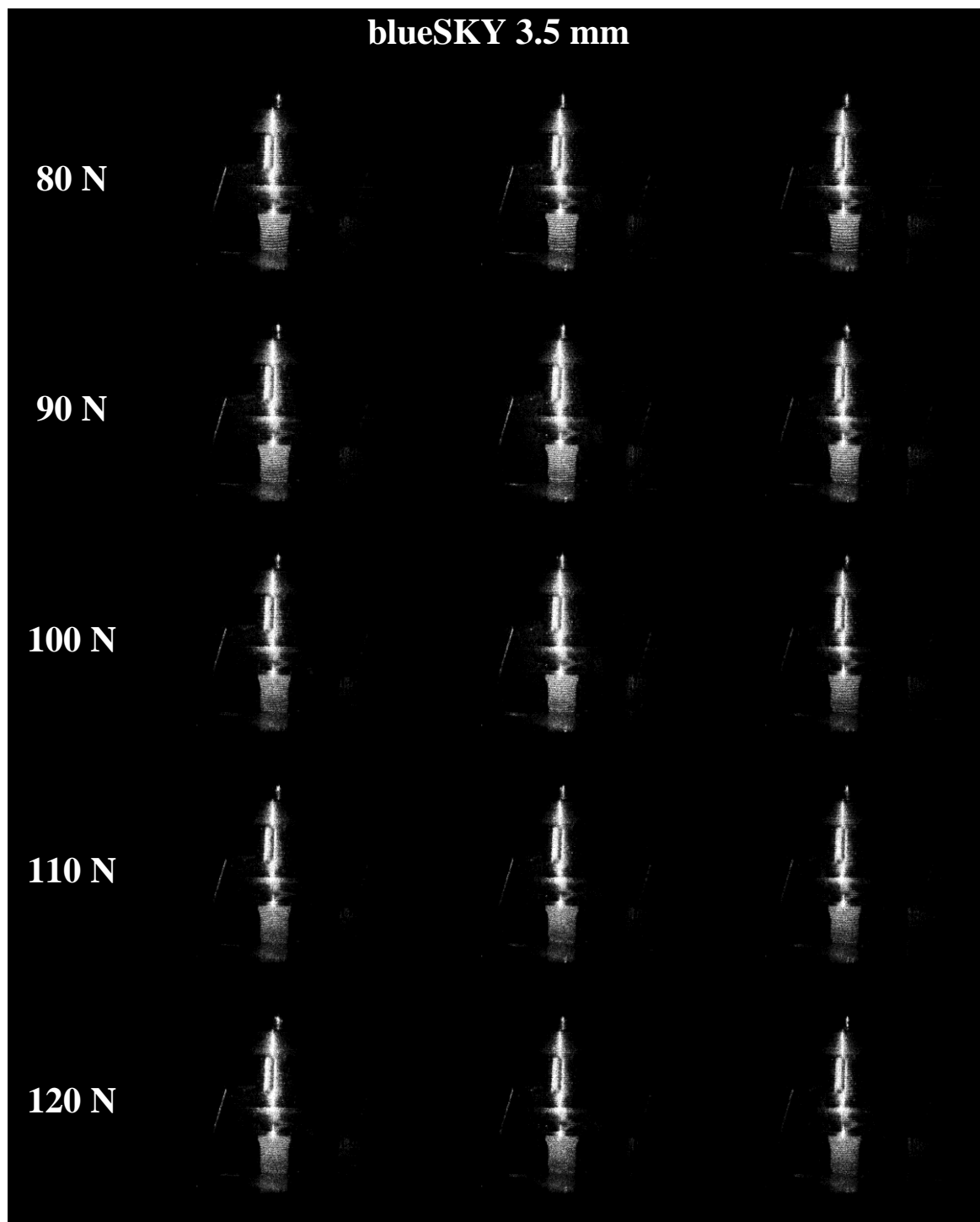
Slika 27. Rekonstruirani interferogrami za implantat Astra 5.0 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N



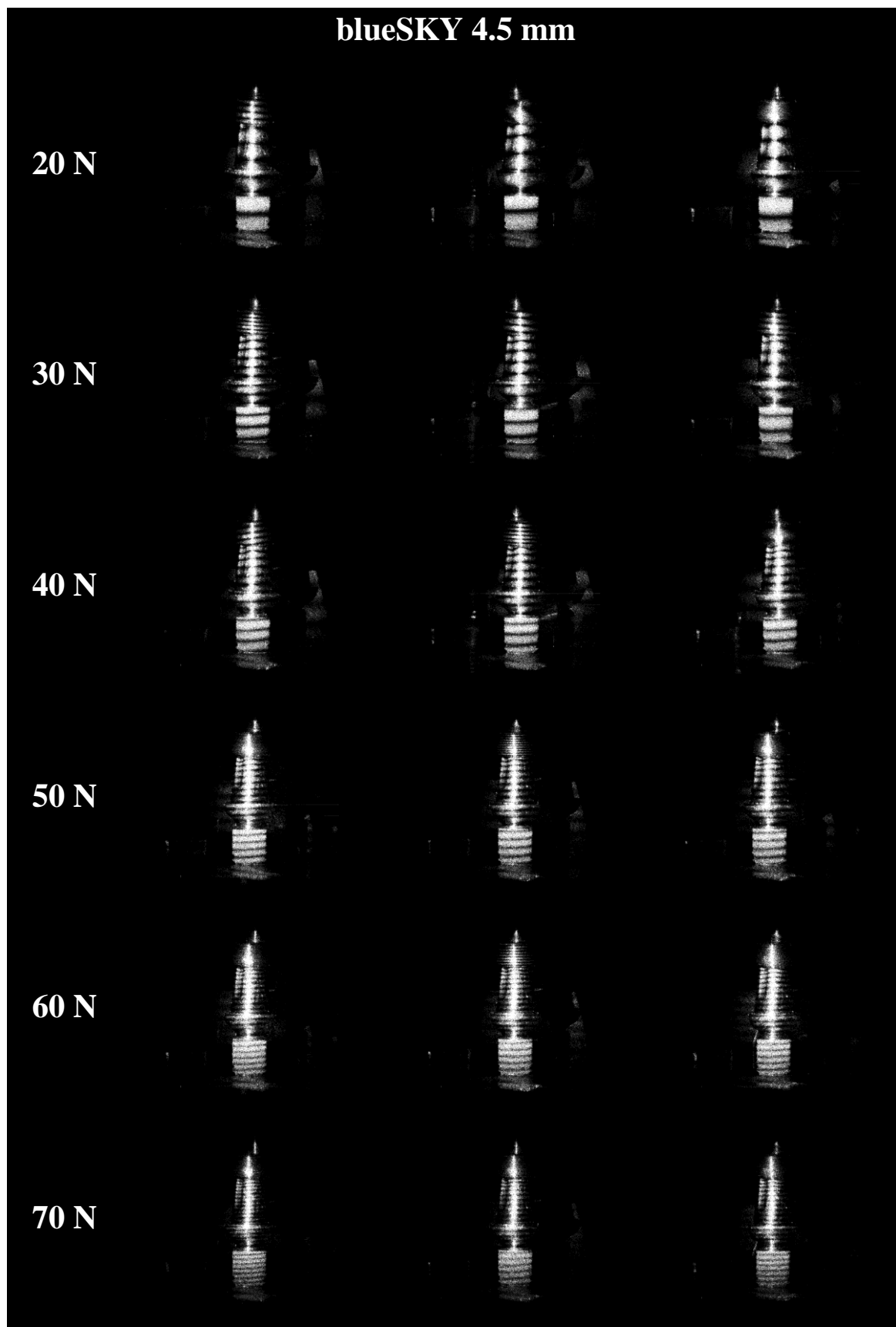
Slika 27 nastavljena. Rekonstruirani interferogrami za implantat Astra 5.0 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N



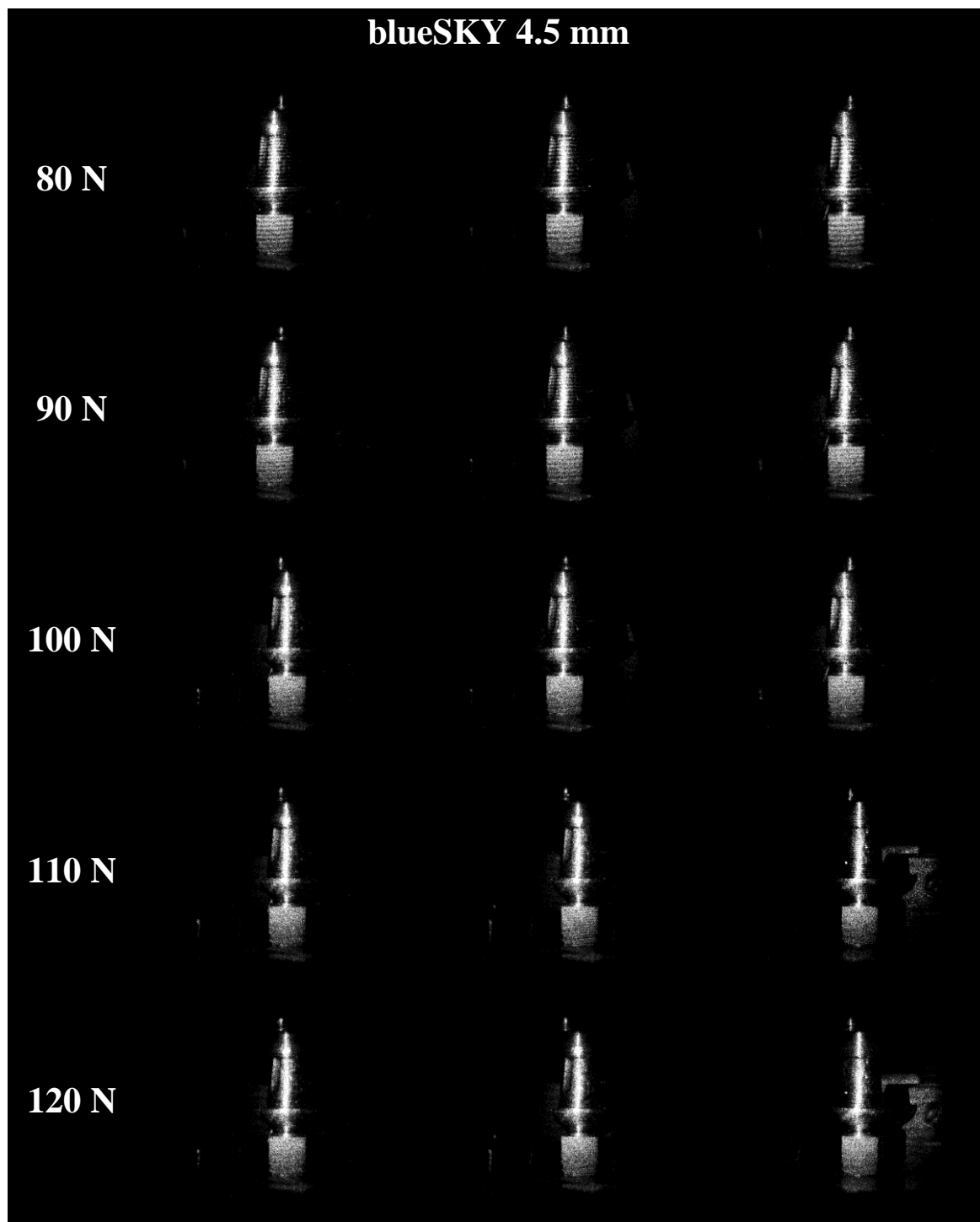
Slika 28. Rekonstruirani interferogrami za implantat blueSKY 3.5 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N



Slika 28 nastavljena. Rekonstruirani interferogrami za implantat blueSKY 3.5 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N

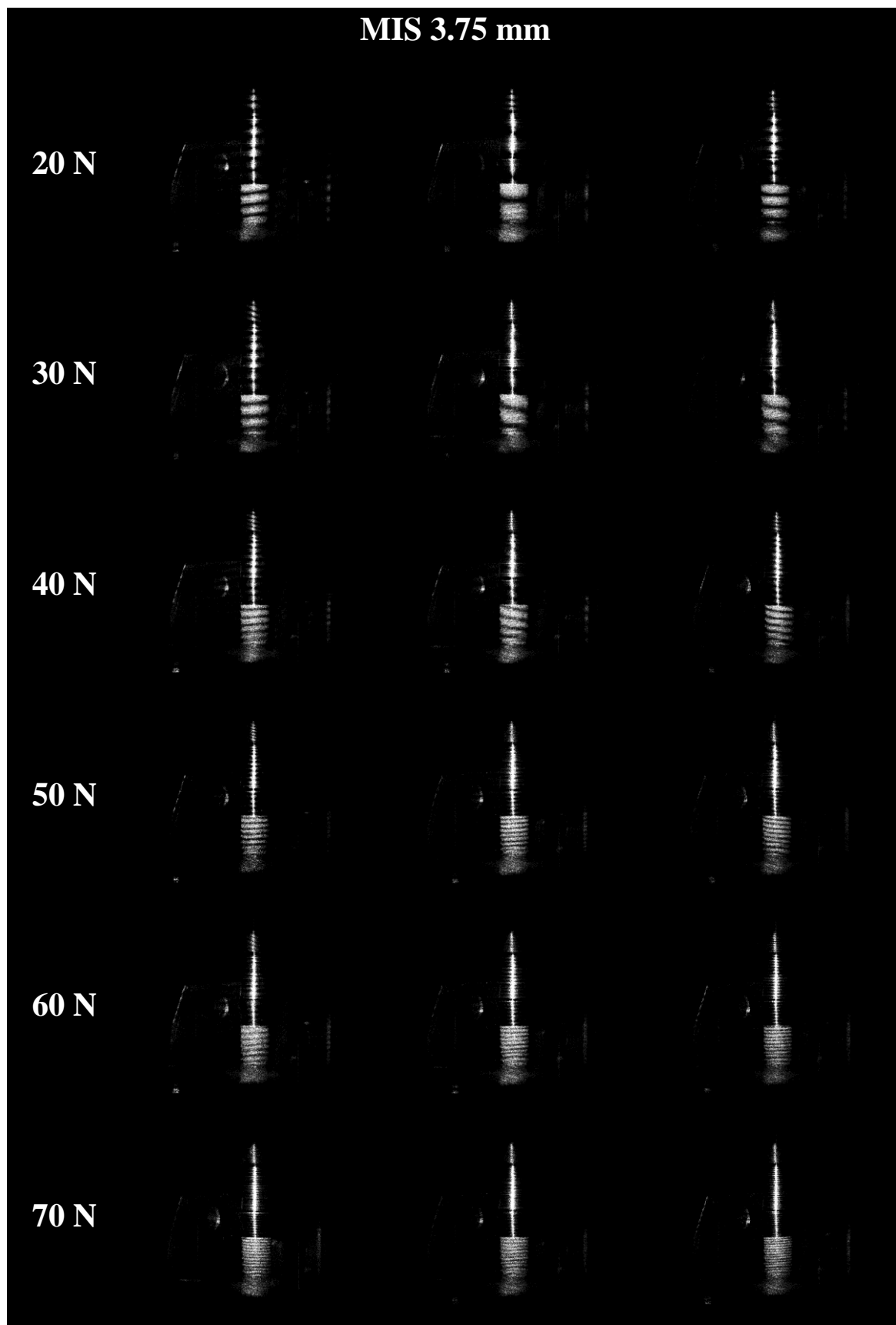


Slika 29. Rekonstruirani interferogrami za implantat blueSKY 4.5 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N

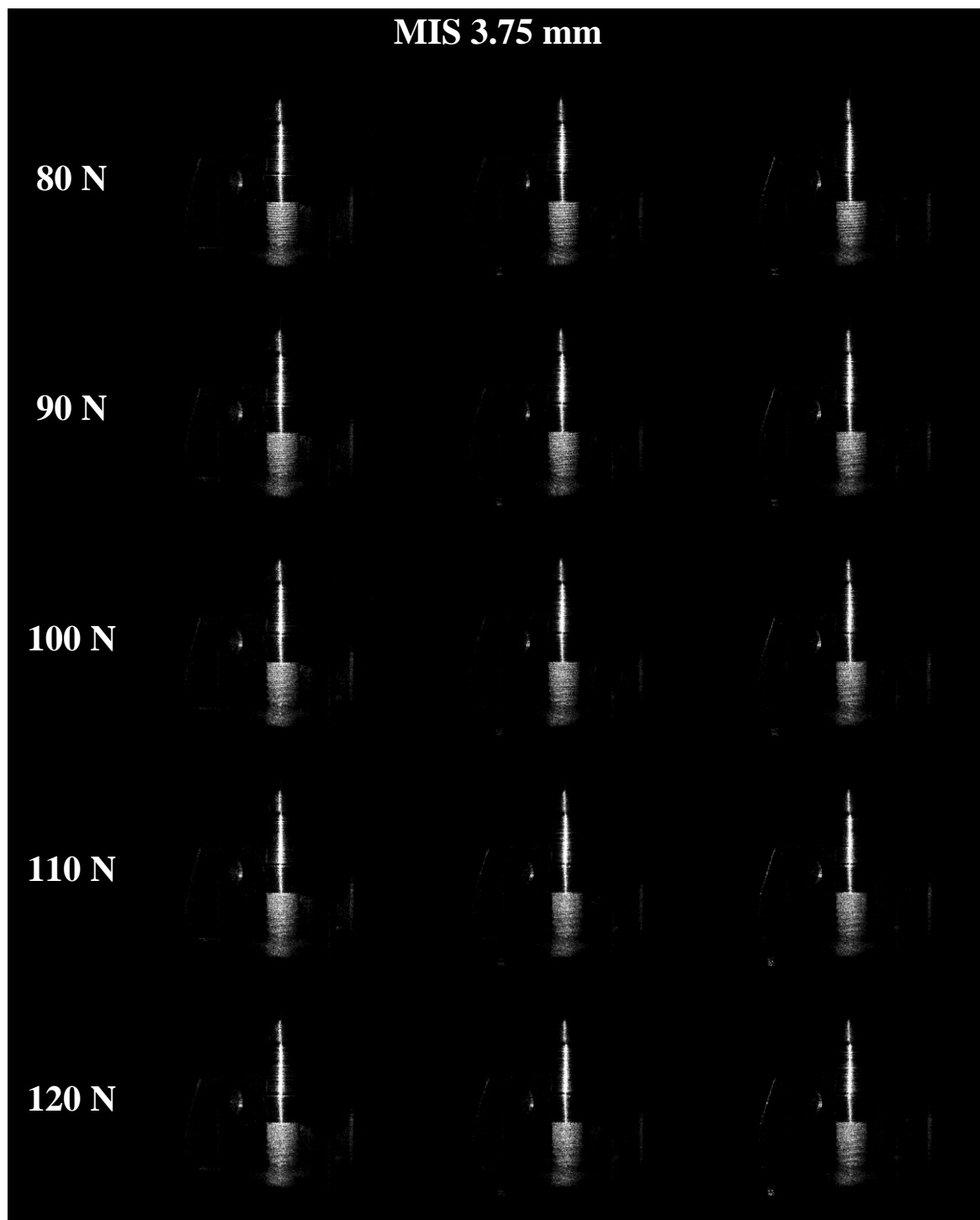


Slika 29 nastavljena. Rekonstruirani interferogrami za implantat blueSKY 4.5 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N

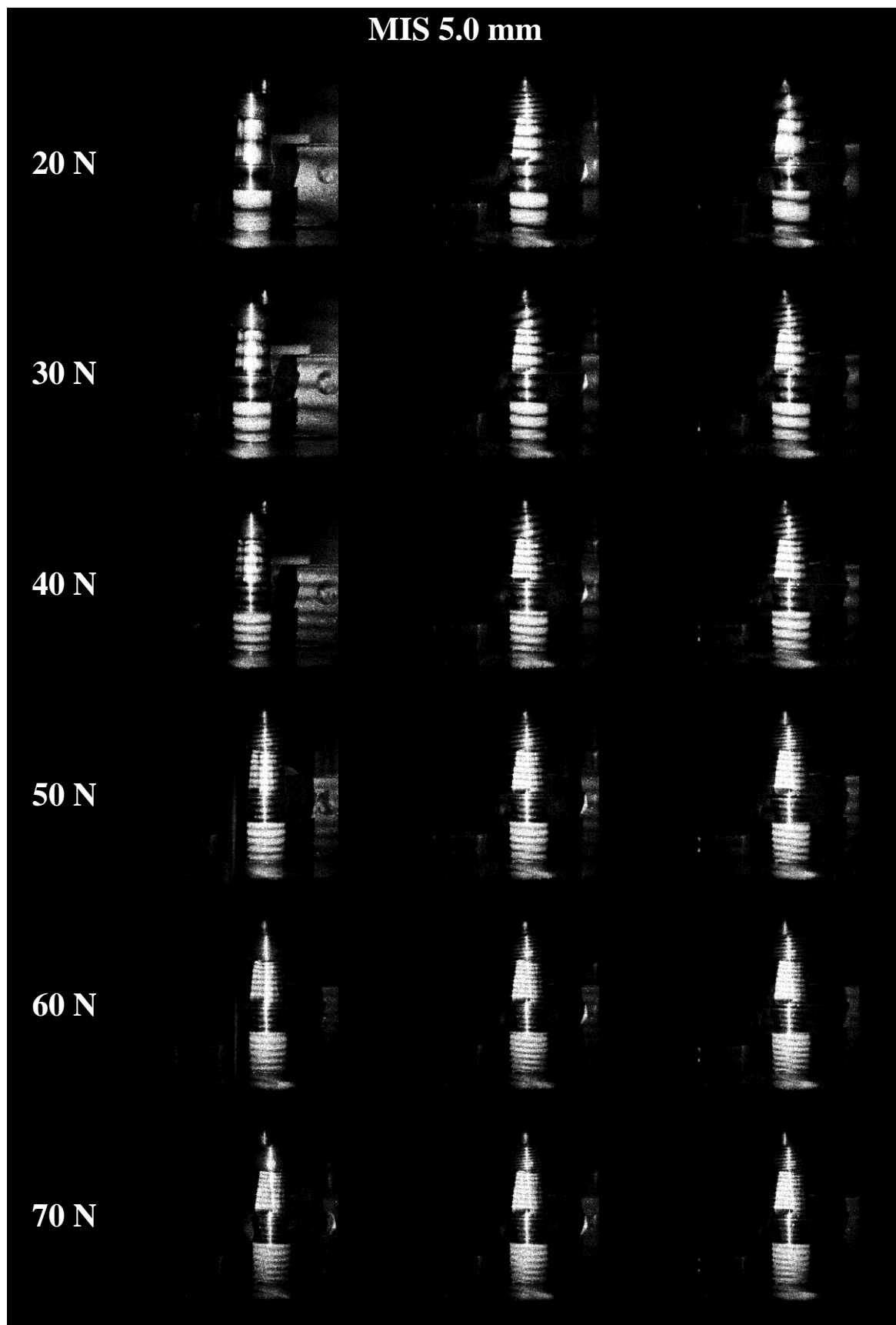




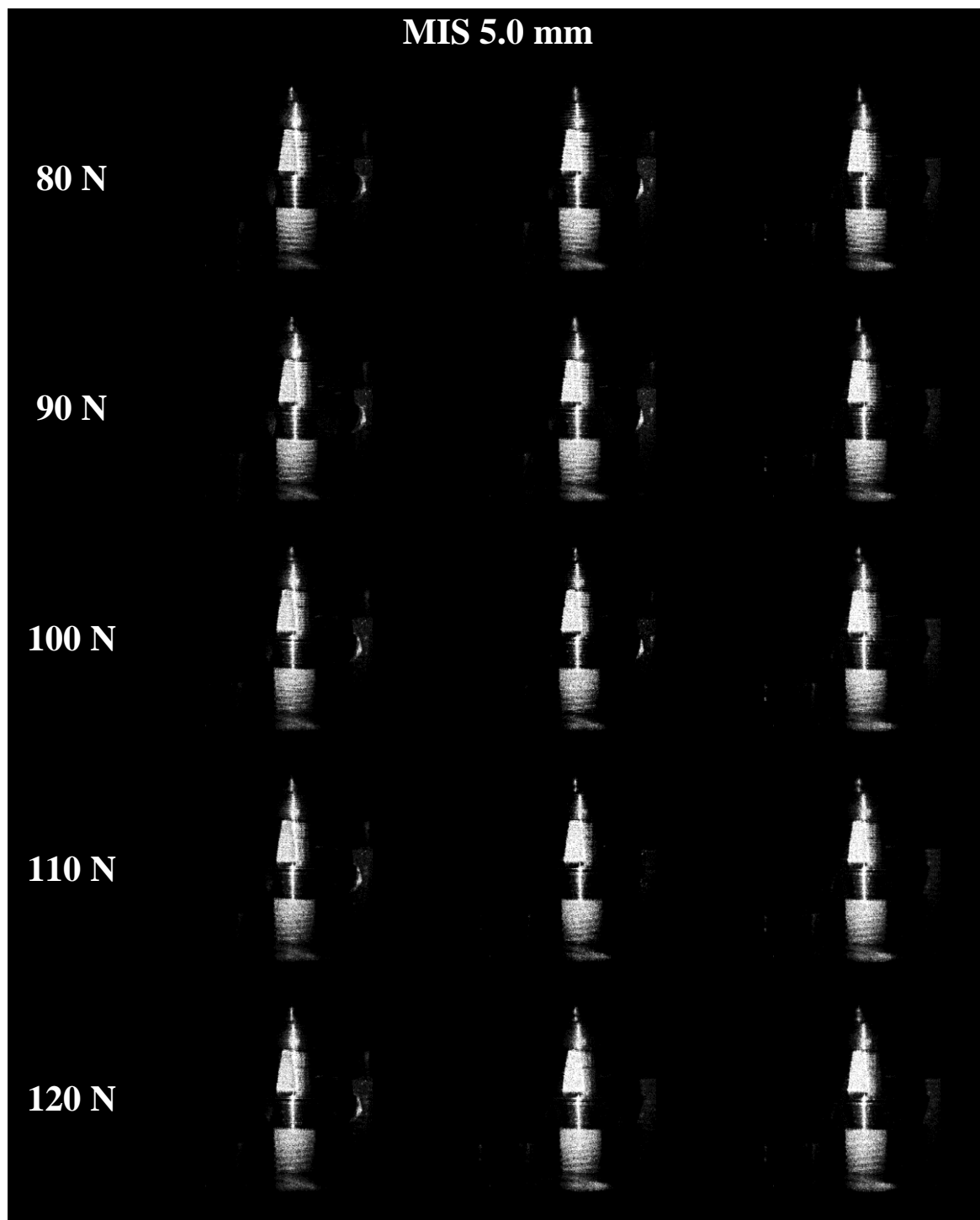
Slika 30. Rekonstruirani interferogrami za implantat MIS 3.75 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N



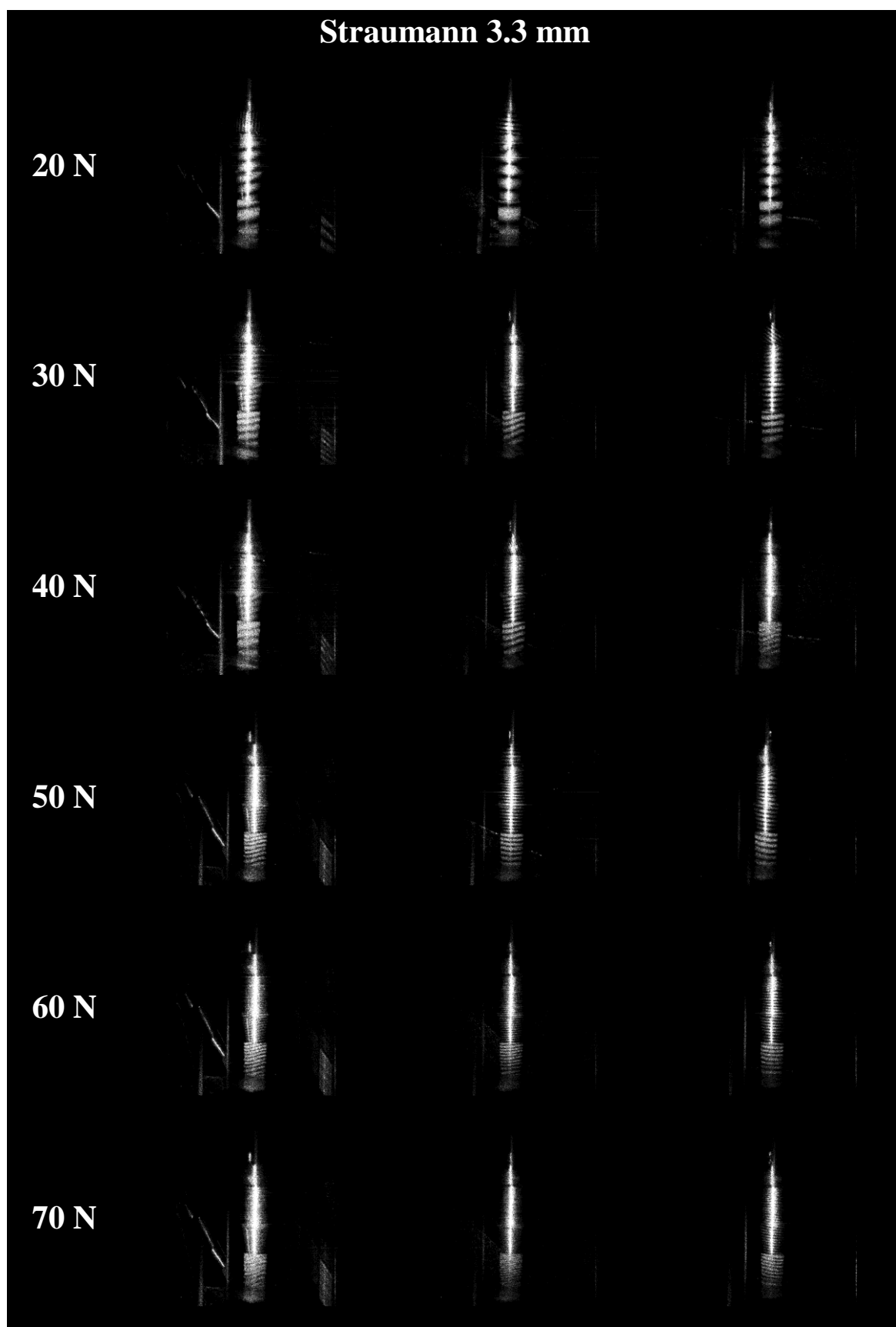
Slika 30 nastavljena. Rekonstruirani interferogrami za implantat MIS 3.75 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N



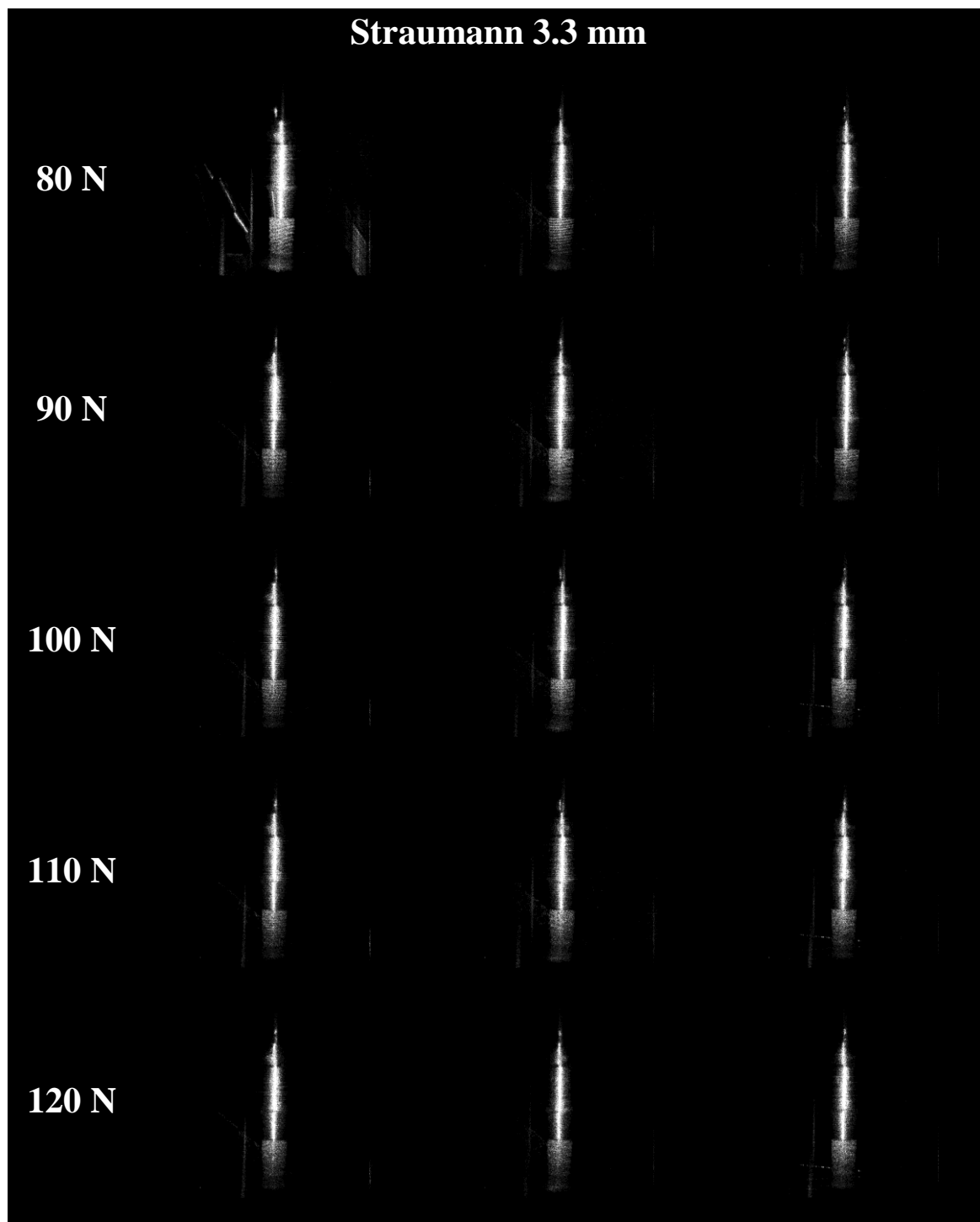
Slika 31. Rekonstruirani interferogrami za implantat MIS 5.0 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N



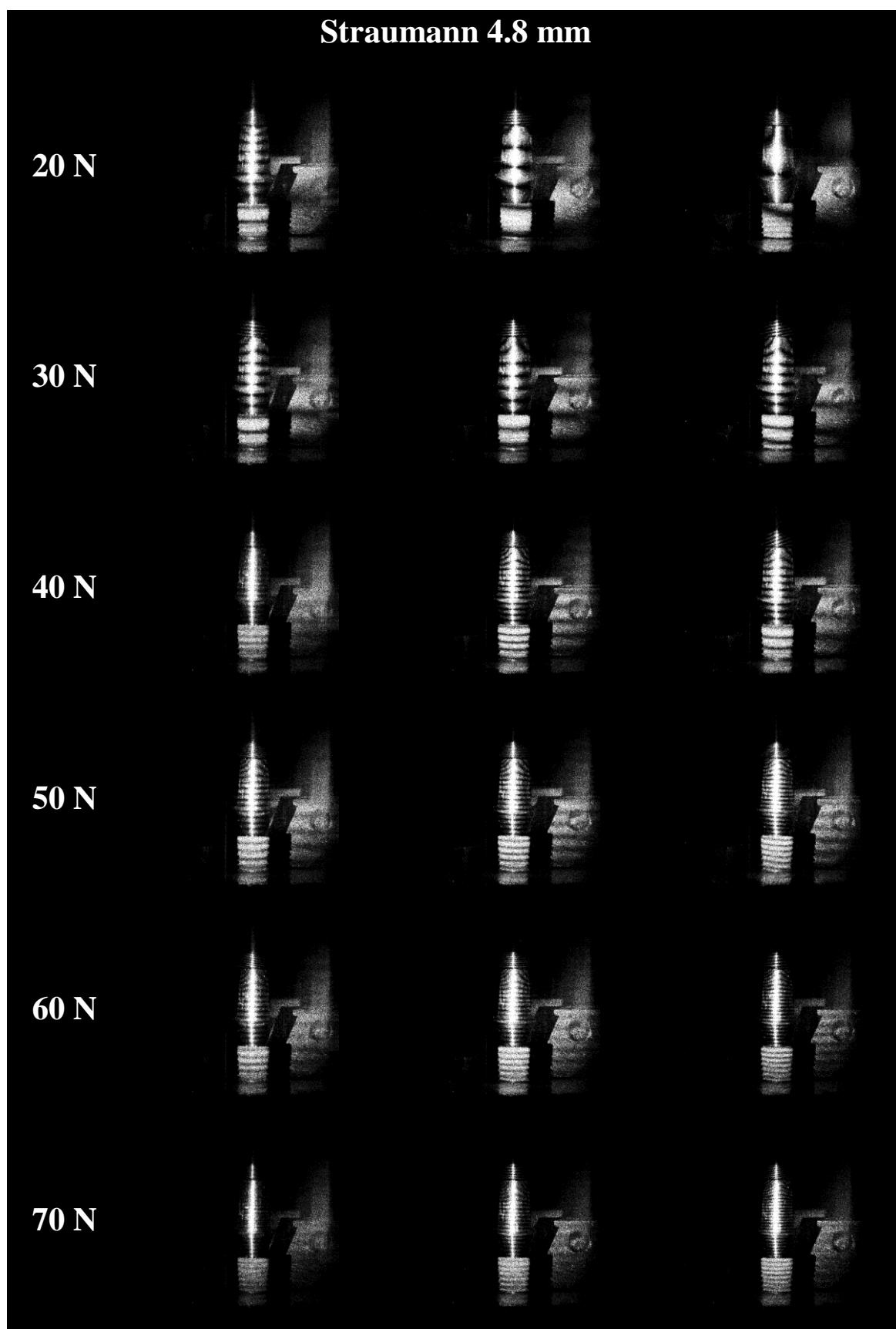
Slika 31 nastavljena. Rekonstruirani interferogrami za implantat MIS 5.0 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N



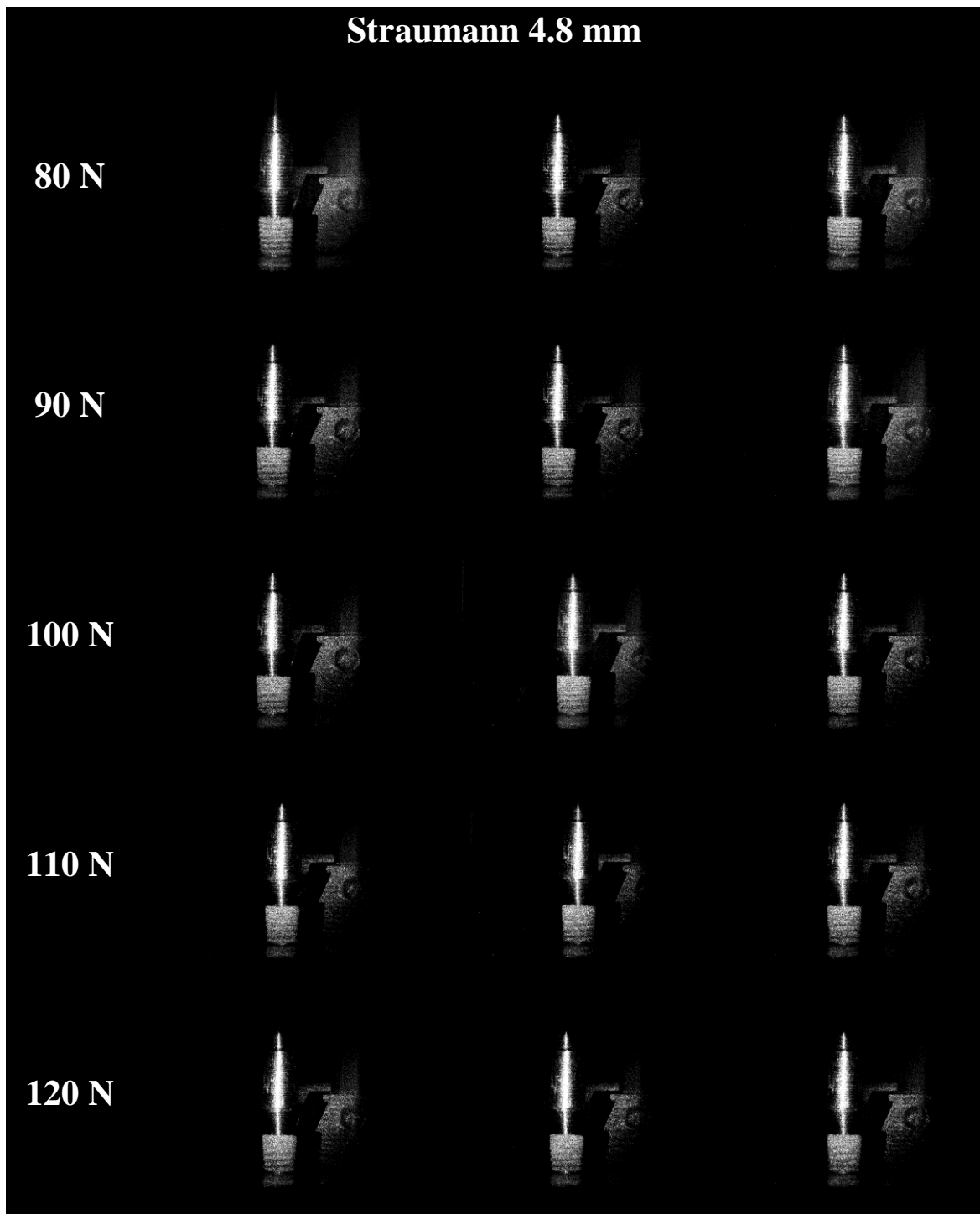
Slika 32. Rekonstruirani interferogrami za implantat Straumann 3.3 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N



Slika 32 nastavljena. Rekonstruirani interferogrami za implantat Straumann 3.3 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N



Slika 33. Rekonstruirani interferogrami za implantat Straumann 4.8 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N



Slika 33 nastavljena. Rekonstruirani interferogrami za implantat Straumann 4.8 mm pod inkrementnim opterećenjima od 20 N do 120 N

Kvantitativni rezultati prikazani su u obliku prosječnih deformacijskih vrijednosti opterećenih sklopova implantata i nadogradnji sa standardnim devijacijama po odgovarajućim silama u Tablicama 2 i 3.



Tablica 2. Deformacije sklopova implantata i nadogradnji malog promjera pod aksijalnim opterećenjima

	Ankylos 3.5 mm		Astra 3.5 mm		blueSKY 3.5 mm		MIS 3.75 mm		Straumann 3.3 mm		
	sr. vrijednost	st. dev.	sr. vrijednost	st. dev.	sr. vrijednost	st. dev.	sr. vrijednost	st. dev.	sr. vrijednost	st. dev.	
	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	
Sila (N)	20	0.86	0.28	1.24	0.27	1.01	0.21	0.91	0.30	0.69	0.03
	30	1.73	0.20	1.21	0.21	1.67	0.14	0.89	0.17	1.60	0.11
	40	1.84	0.29	1.90	0.22	2.16	0.25	1.60	0.26	1.71	0.34
	50	2.09	0.14	2.43	0.42	2.59	0.44	2.67	0.26	2.27	0.34
	60	2.80	0.29	2.69	0.58	3.37	0.34	2.98	0.69	3.07	0.34
	70	3.93	0.35	3.19	0.57	3.83	0.21	4.25	0.57	3.65	0.89
	80	4.13	0.33	3.38	0.48	4.38	0.23	4.80	0.44	4.27	0.87
	90	4.57	0.52	3.99	0.91	5.20	0.29	5.17	0.63	4.13	0.86
	100	5.98	0.99	4.51	1.34	5.22	0.60	5.94	0.48	4.78	0.23
	110	5.54	1.33	5.74	1.03	7.22	0.46	7.40	1.29	5.19	0.21
	120	6.33	1.16	6.58	1.55	7.68	0.25	7.76	1.40	6.00	0.90

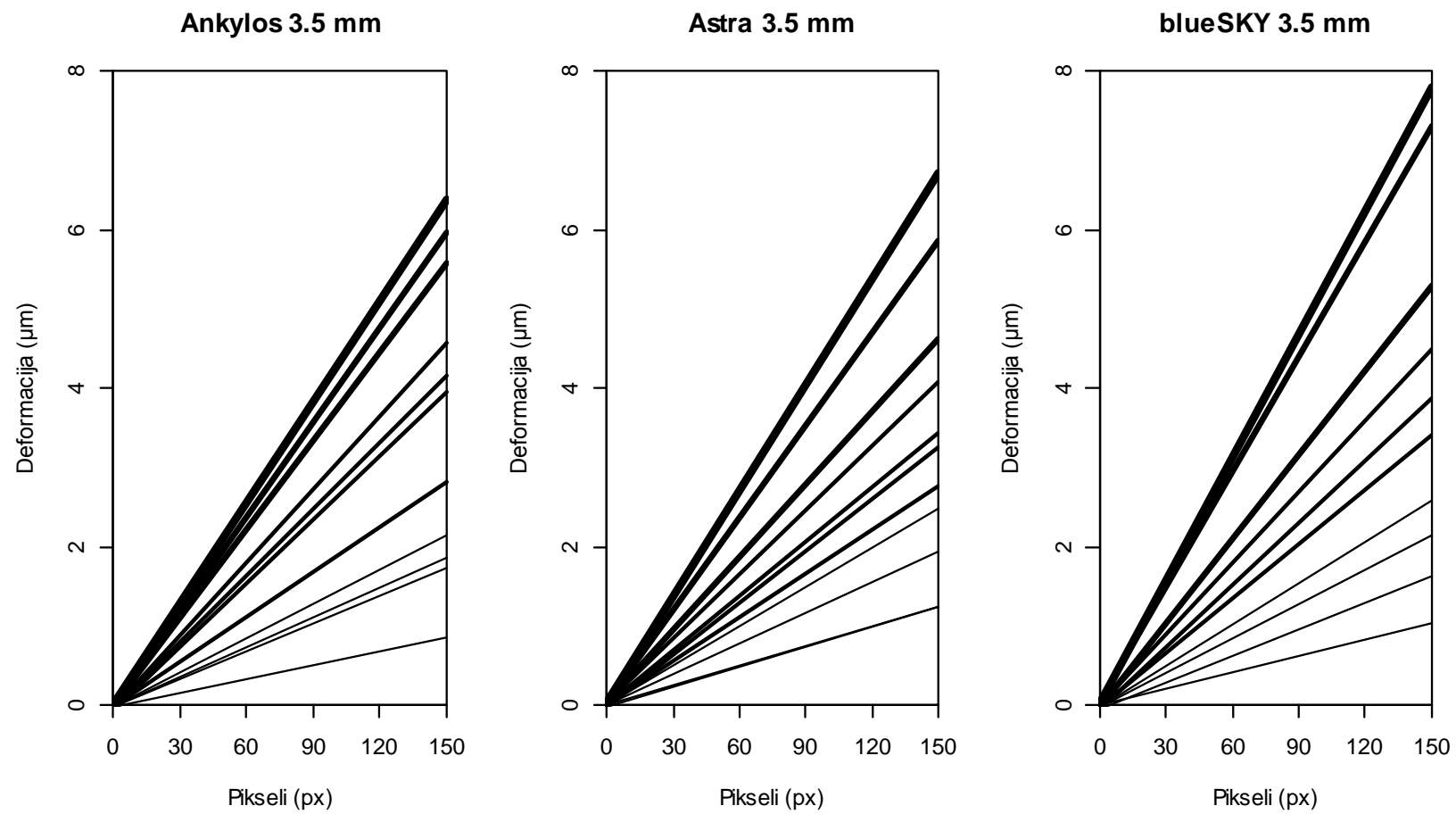
Tablica 3. Deformacije sklopova implantata i nadogradnji velikog promjera pod aksijalnim opterećenjima

	Ankylos 4.5 mm		Astra 5.0 mm		blueSKY 4.5 mm		MIS 5.0 mm		Straumann 4.8 mm		
	sr. vrijednost	st. dev.	sr. vrijednost	st. dev.	sr. vrijednost	st. dev.	sr. vrijednost	st. dev.	sr. vrijednost	st. dev.	
	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	( $\mu\text{m}$ )	
Sila (N)	20	0.51	0.11	0.47	0.09	0.52	0.06	0.60	0.12	0.49	0.11
	30	0.81	0.23	0.73	0.27	0.89	0.14	0.82	0.06	0.64	0.07
	40	1.43	0.07	1.00	0.27	1.11	0.03	1.27	0.09	1.27	0.35
	50	1.70	0.13	1.29	0.36	1.48	0.07	1.66	0.06	1.74	0.23
	60	2.02	0.32	1.34	0.20	1.89	0.13	2.09	0.20	1.90	0.21
	70	2.44	0.32	1.98	0.31	2.19	0.27	2.07	0.08	2.15	0.22
	80	2.80	0.61	2.64	0.18	2.69	0.34	2.66	0.27	2.43	0.21
	90	3.10	0.32	3.28	0.34	3.09	0.21	3.28	0.21	3.30	0.33
	100	4.16	1.04	3.59	1.05	4.24	0.70	3.88	0.16	3.92	0.48
	110	4.73	1.17	3.14	0.40	4.78	0.34	4.41	0.13	4.74	0.53
	120	5.03	1.27	4.32	0.86	5.20	0.19	4.10	0.08	5.04	0.06

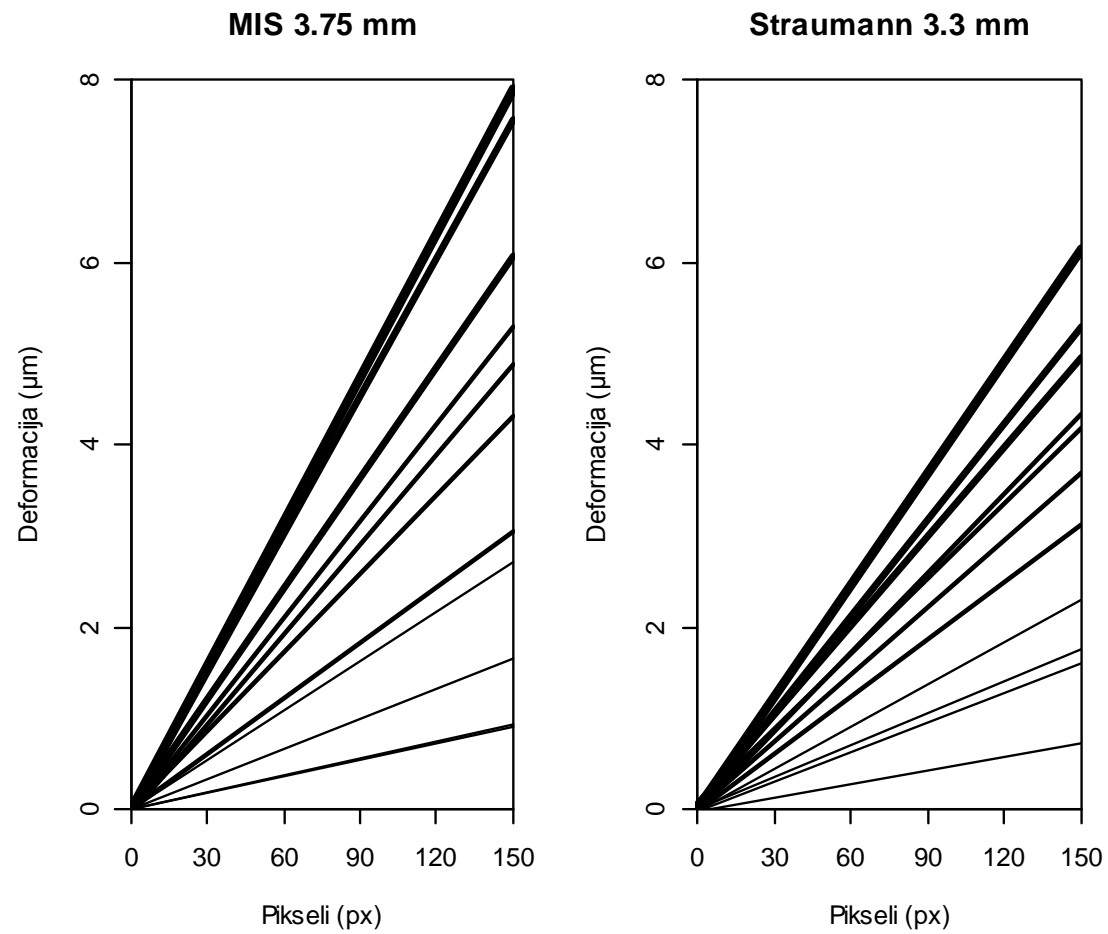
U skupini implantata malog promjera deformacije su iznosile od 0.69  $\mu\text{m}$  do 7.76  $\mu\text{m}$ . Straumann implantati pokazali su najmanju početnu deformaciju u serijama opterećenja (0.69  $\mu\text{m}$ ), pri sili od 20 N. MIS implantati, najširi u skupini malog promjera, imali su najmanju deformaciju pri silama od 30 N (0.89  $\mu\text{m}$ ) i 40 N (1.60  $\mu\text{m}$ ), s naglim porastom između 40 N i 50 N (2.67  $\mu\text{m}$ ), gdje su pokazali najveću deformaciju. Ankylos implantati pokazali su najmanju deformaciju pri sili od 50 N (2.43  $\mu\text{m}$ ). Astra implantati imali su najveću početnu deformaciju u serijama opterećenja no pokazali su i najniži deformacijski niz, počevši sa silom od 60 N (2.69  $\mu\text{m}$ ) pa sve do 100 N (4.51  $\mu\text{m}$ ). Iako najmanji u promjeru, Straumann implantati imali su najmanju deformaciju pri silama od 110 N (5.19  $\mu\text{m}$ ) i 120 N (6  $\mu\text{m}$ ), dok su MIS (7.76  $\mu\text{m}$ ) i blueSKY (7.68  $\mu\text{m}$ ) implantati pokazali najveće deformacijske vrijednosti pri istim silama.

U skupini implantata velikog promjera deformacije su iznosile od 0.47  $\mu\text{m}$  do 5.20  $\mu\text{m}$ . Astra implantati pokazali su najmanju početnu deformaciju pri sili od 20 N (0.47  $\mu\text{m}$ ), praćeni sa Straumann implantatima pri 30 N (0.64  $\mu\text{m}$ ). Nadalje, Astra je pokazala niz najmanjih deformacija od 40 N (1  $\mu\text{m}$ ) do 70 N (1.98  $\mu\text{m}$ ). Straumann implantati imali su najmanju deformacijsku vrijednost pri sili od 80 N (2.43  $\mu\text{m}$ ). Iako najmanji u promjeru u skupini širokih implantata, blueSKY i Ankylos implantati pokazali su najmanje deformacije pri 90 N (3.09  $\mu\text{m}$  i 3.10  $\mu\text{m}$ , redom), dok su se Astra, MIS i Straumann implantati ponašali gotovo jednako (3.28  $\mu\text{m}$ , 3.28  $\mu\text{m}$  i 3.30  $\mu\text{m}$ , redom), imajući veće deformacije. Ipak, Astra je pokazala najmanje deformacije pri silama od 100 N i 110 N (3.14  $\mu\text{m}$ ). Pri najvećoj sili, od 120 N, MIS implantati pokazali su najmanju deformaciju (4.10  $\mu\text{m}$ ), dok su blueSKY implantati imali najveću deformacijsku vrijednost (5.20  $\mu\text{m}$ ).

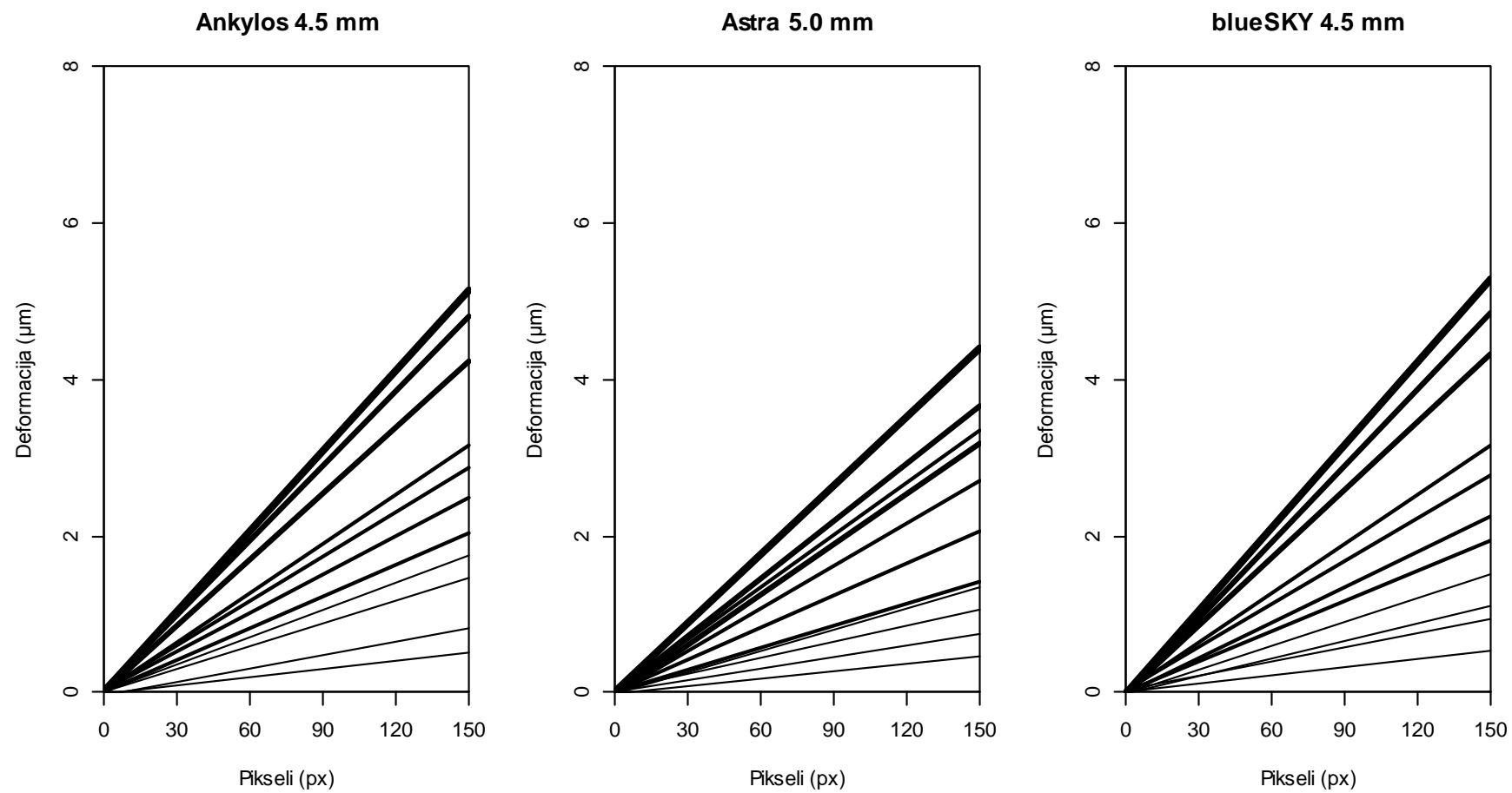
Svi sklopovi implantata i nadogradnji u ovom istraživanju pokazali su linearne deformacijske uzorke ponašanja tijela implantata, kao i kroz čitave serije inkrementnih aksijalnih opterećenja. Linearno deformacijsko ponašanje vrata implantata po pikselima prikazano je na Slikama 34 i 35.



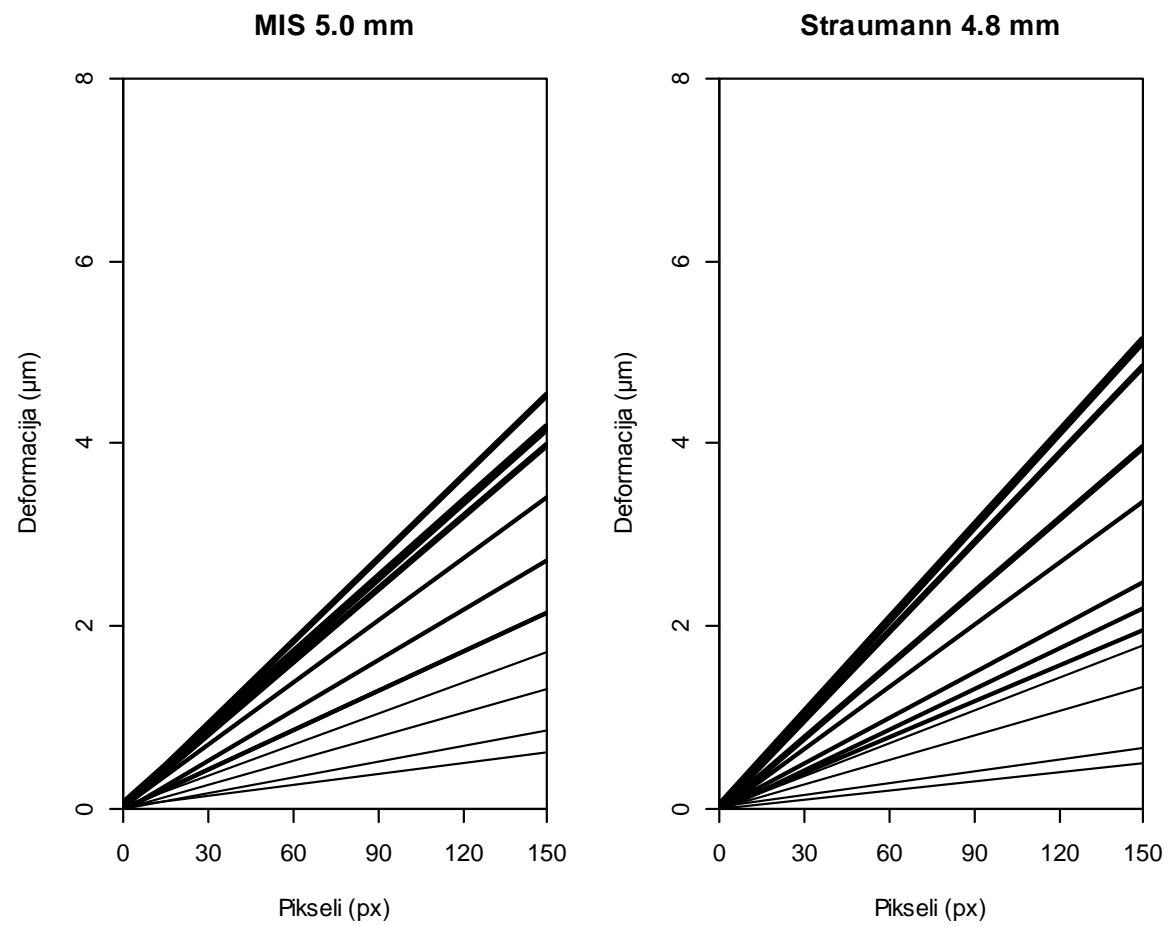
Slika 34 (a). Linearno deformacijsko ponašanje vratova uskih implantata pri inkrementnim opterećenjima



Slika 34 (b). Linearno deformacijsko ponašanje vratova uskih implantata pri inkrementnim opterećenjima



Slika 35 (a). Linearno deformacijsko ponašanje vratova širokih implantata pri inkrementnim opterećenjima



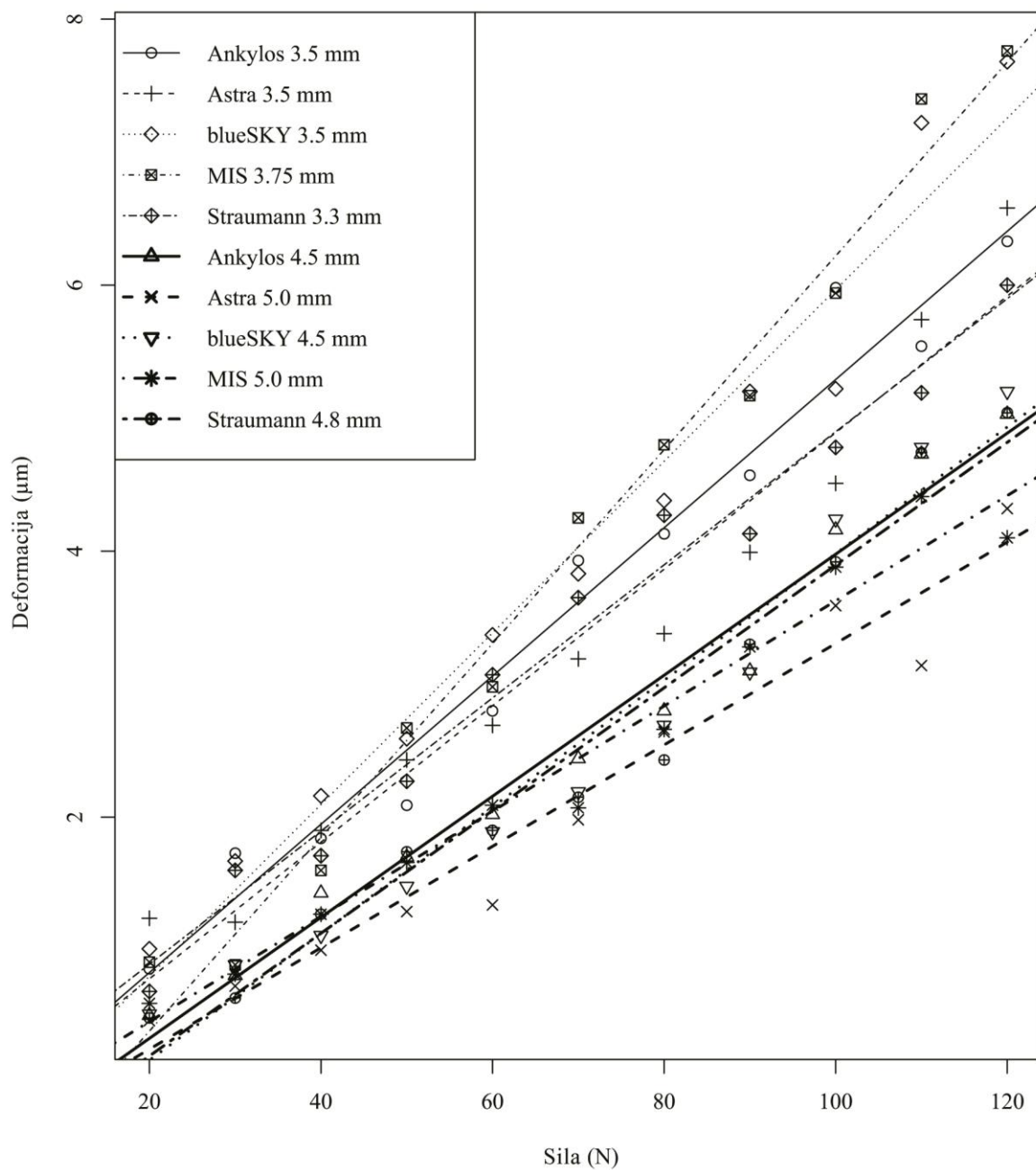
Slika 35 (b). Linearno deformacijsko ponašanje vratova širokih implantata pri inkrementnim opterećenjima

Linearne regresijske linije za svaki implantat prikazane su na Slici 36. Implantati su pokazali tendenciju grupiranja na osnovi njihovih promjera, gdje su oni promjera 3.3 mm, 3.5 mm i 3.75 mm (skupina implantata malog promjera) imali veće sveukupne deformacijske vrijednosti od onih promjera 4.5 mm, 4.8 mm i 5.0 mm (skupina implantata velikog promjera).

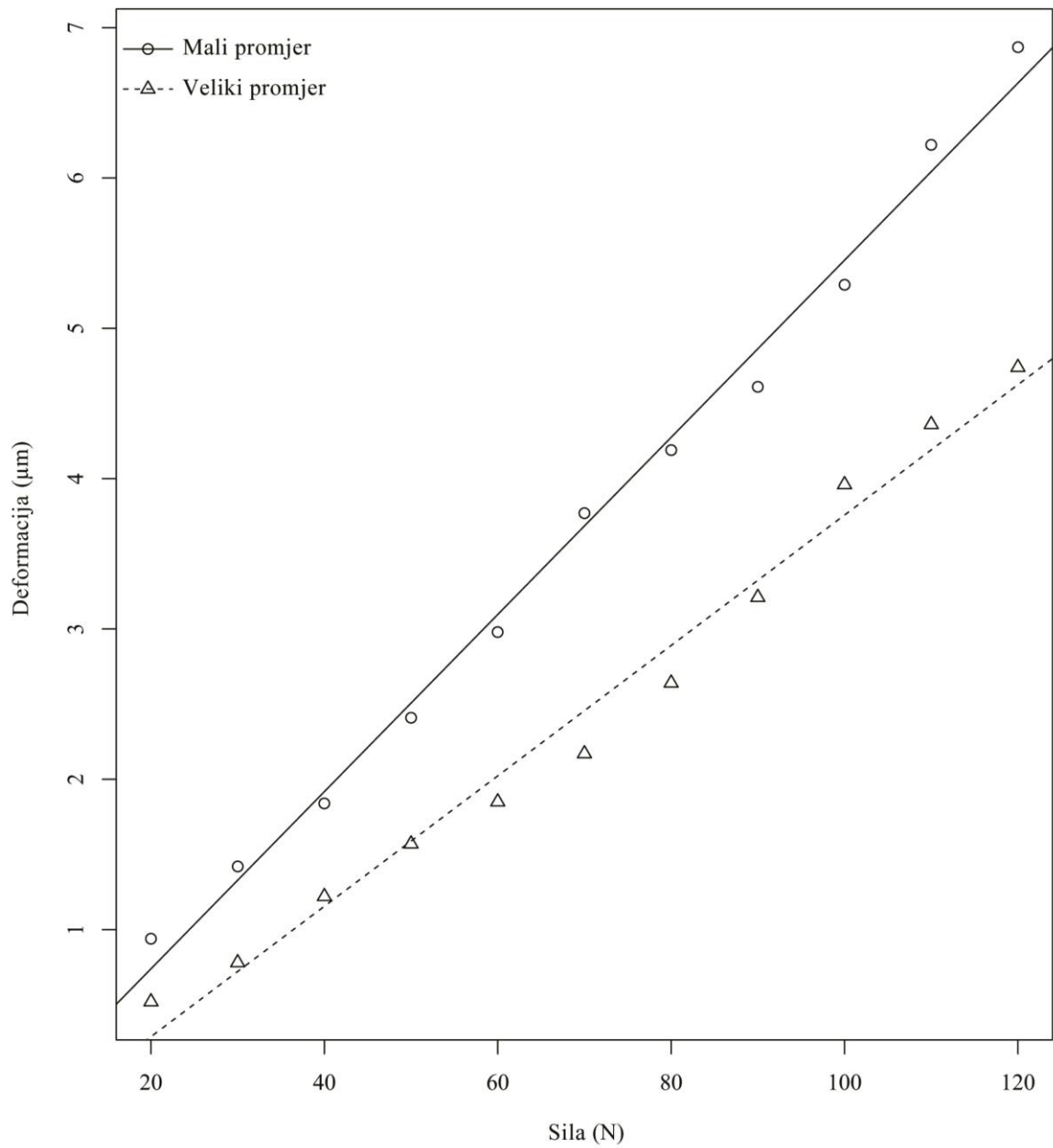
Grupna razlika u deformacijama prikazana je u Slici 37, gdje je skupina velikog promjera imala niže srednje vrijednosti od skupine malog promjera. Oštriji kut regresijske linije širokih implantata upućuje na slabiji utjecaj povećanja sile na deformacije u njihovoj skupini.

Linearni model s mješovitim učincima (engl. *linear mixed-effects modelling*) primijenjen je na rezultate koristeći R-ov lme4 softverski paket. Pregledom rezidualnih grafičkih podataka nisu utvrđene nikakve očite devijacije od homoscedastičnosti (varijanica konstanta za sve vrijednosti) i normalne raspodjele. Promjer implantata kod sklopova implantata i nadogradnji značajno je utjecao na deformacijske vrijednosti kroz serije opterećenja (SE=0.083; t=-6.237; p<0.001) (Tablica 4).





Slika 36. Linearne regresijske linije deformacija različitih implantata pod inkrementnim opterećenjima



Slika 37. Linearne regresijske linije deformacija različitih dijametarskih skupina pod inkrementnim opterećenjima

Tablica 4. Tablični prikaz izlaznog podatka linearnog modela s mješovitim učincima u R-u

Linear mixed-effects model fit by REML					
AIC	BIC		logLik		
-9.146165	12.16135		12.57308		
Random effects: Formula: ~Force   Brand					
Structure: General positive-definite, Log-Cholesky parametrization					
	StdDev		Corr		
(Intercept)	0.004095196		(Intr)		
Force	0.001364288		-0.364		
Residual	0.179362111				
Fixed effects: cbDeformation ~ Force * Diameter					
	Value	Std.Error	DF	t-value	p-value
(Intercept)	-1.7211537	0.05877414	102	-29.284199	0.0000
Force	0.0291641	0.00097836	102	29.809278	0.0000
DiameterW	-0.5181914	0.08307883	102	-6.237346	0.0000
Force:DiameterW	-0.0017496	0.00108159	102	-1.617594	0.1088
Correlation:					
	(Intr)	Force	DimtrW		
Force	-0.719				
DiameterW	-0.707	0.504			
Force:DiameterW	0.644	-0.553	-0.911		
Standardized Within-Group Residuals:					
Min	Q1	Med	Q3	Max	
-3.00350545	-0.62154623	0.09319446	0.76112090	1.91798060	
Number of Observations: 110					
Number of Groups: 5					

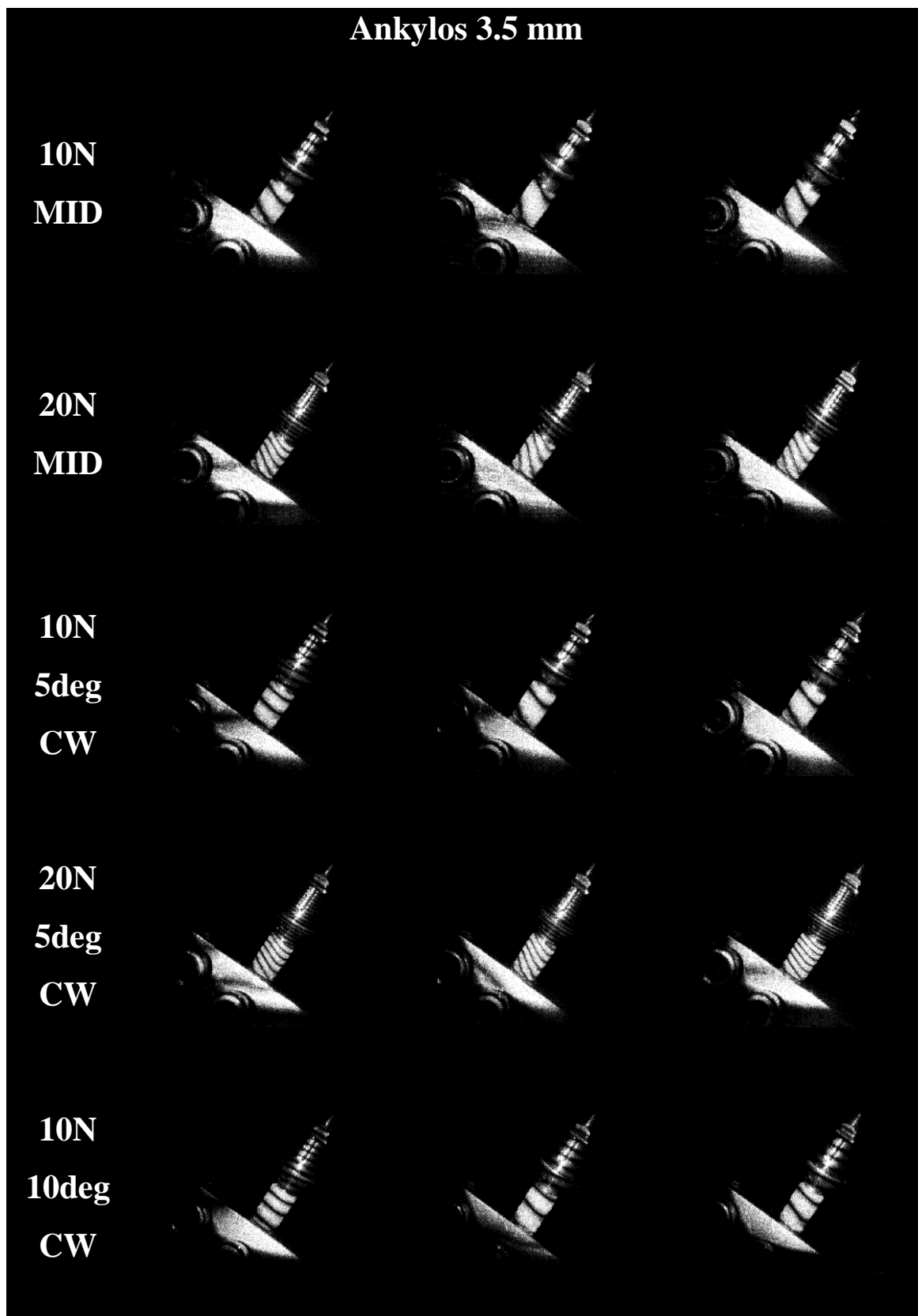
### 3.2. Rezultati kosih opterećenja implantata

Kod kosih opterećenja sklopova implantata i nadogradnji, pod kutem od 30°, cervikalni dijelovi implantata pokazali su značajno različite uzorke izvan-ravninskih deformacija od aksijalno opterećenih implantata. Glavna obilježja bila su disparalelnost interferometrijskih pruga, s varijabilnim kutovima spram aksijalne osi implantata uz ovisnost o kutu snimanja. U prikazu rezultata korištene su oznake stanja navedene u Tablici 5.

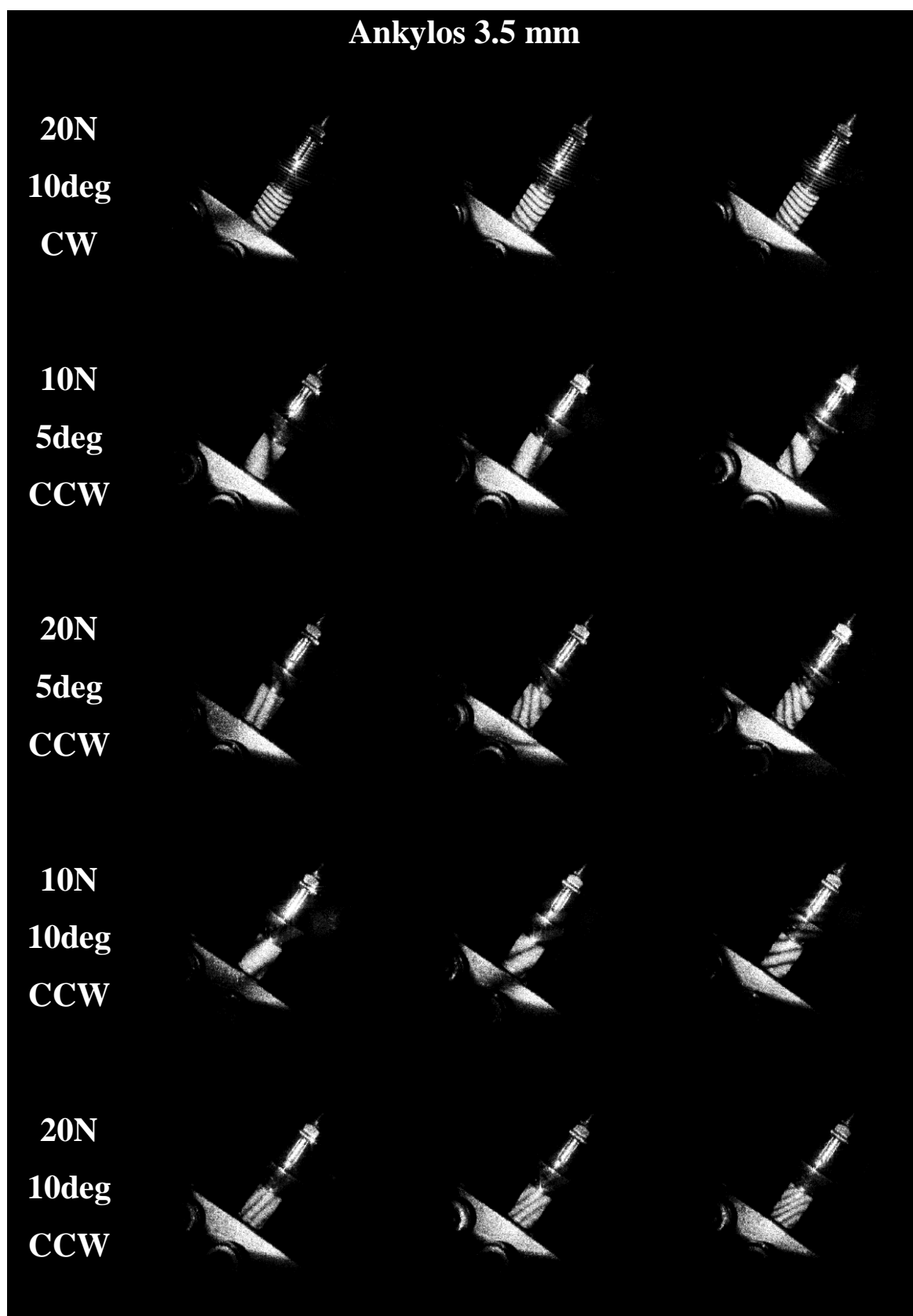
Tablica 5. Skraćene oznake stanja snimanja kod kosih opterećenja pod kutem od 30°

Stanje snimanja	Oznaka
Centralni položaj pod opterećenjem od 10 N	<i>10N MID</i>
Centralni položaj pod opterećenjem od 20 N	<i>20N MID</i>
Rotirani položaj od 5° u smjeru kazaljke na satu pod opterećenjem od 10 N	<i>10N 5deg CW</i>
Rotirani položaj od 5° u smjeru kazaljke na satu pod opterećenjem od 20 N	<i>20N 5deg CW</i>
Rotirani položaj od 10° u smjeru kazaljke na satu pod opterećenjem od 10 N	<i>10N 10deg CW</i>
Rotirani položaj od 10° u smjeru kazaljke na satu pod opterećenjem od 20 N	<i>20N 10deg CW</i>
Rotirani položaj od 5° obrnuto od kazaljke na satu pod opterećenjem od 10 N	<i>10N 5deg CCW</i>
Rotirani položaj od 5° obrnuto od kazaljke na satu pod opterećenjem od 20 N	<i>20N 5deg CCW</i>
Rotirani položaj od 10° obrnuto od kazaljke na satu pod opterećenjem od 10 N	<i>10N 10deg CCW</i>
Rotirani položaj od 10° obrnuto od kazaljke na satu pod opterećenjem od 20 N	<i>20N 10deg CCW</i>
Nulti položaj pod opterećenjem od 10 N	<i>10N NUL</i>
Nulti položaj pod opterećenjem od 20 N	<i>20N NUL</i>

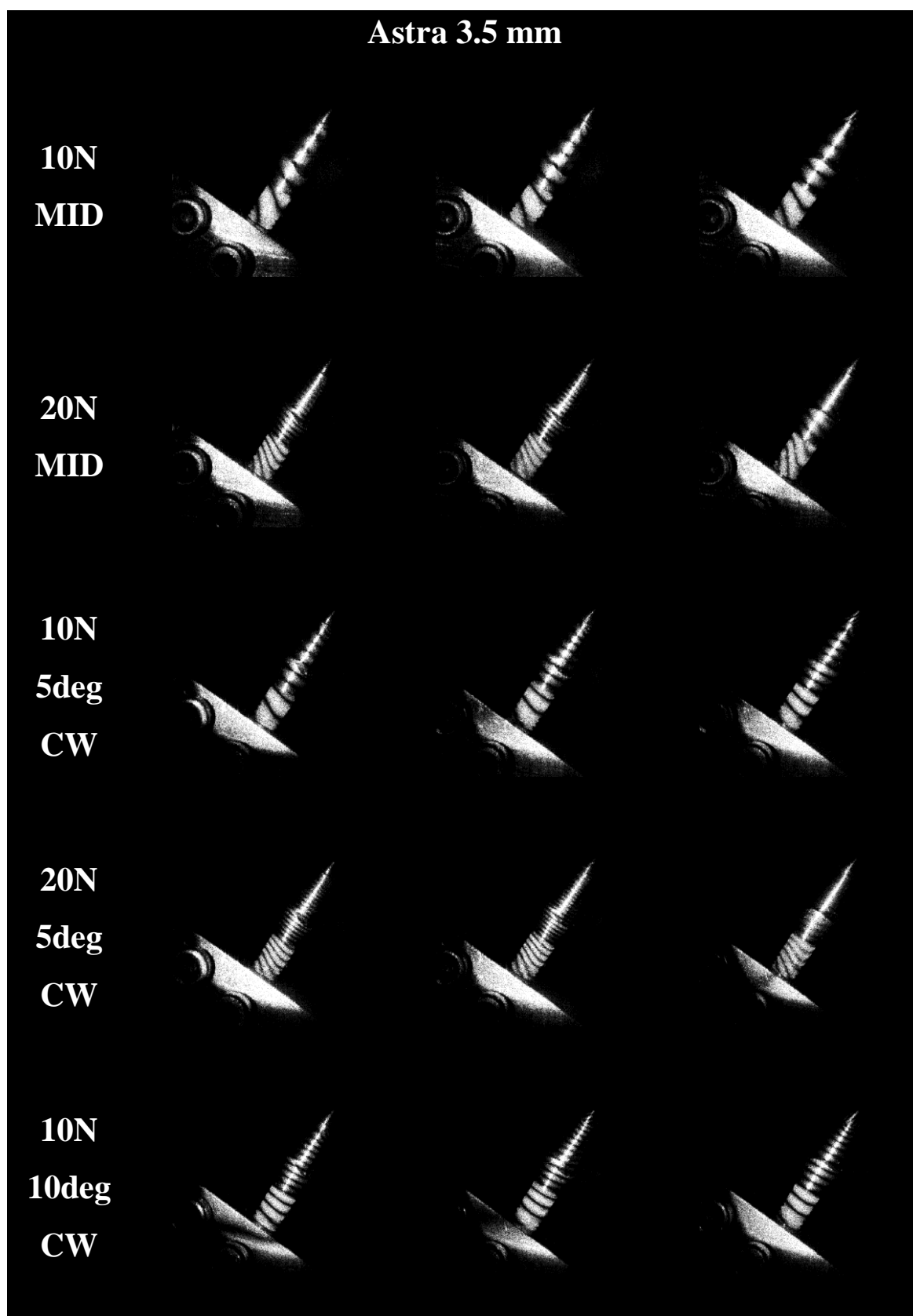
Zbog naravi interferometrijske metode rezultati kod kojih pomak sustava nije bio minimalan prikazani su kvalitativno u narednim slikama: 38 za Ankylos, 39 za Astru, 40 za blueSKY, 41 za MIS te 42 za Straumann. Iz tih rezultata vidljivo je da je svaka rotacija uređaja za fiksaciju, a samim time i sklopa implantata i nadogradnje namontiranog na fiksacijsku kosinu, značajno utjecala na izvan-ravninsku deformaciju vratnog dijela implantata spram vektora osjetljivosti interferometrijskog postava. Konkretno, usmjerenost interferometrijskih pruga te njihova brojnost i zakrivljenost razlikovale su se u ovisnosti o rotiranom položaju te apliciranom opterećenju.



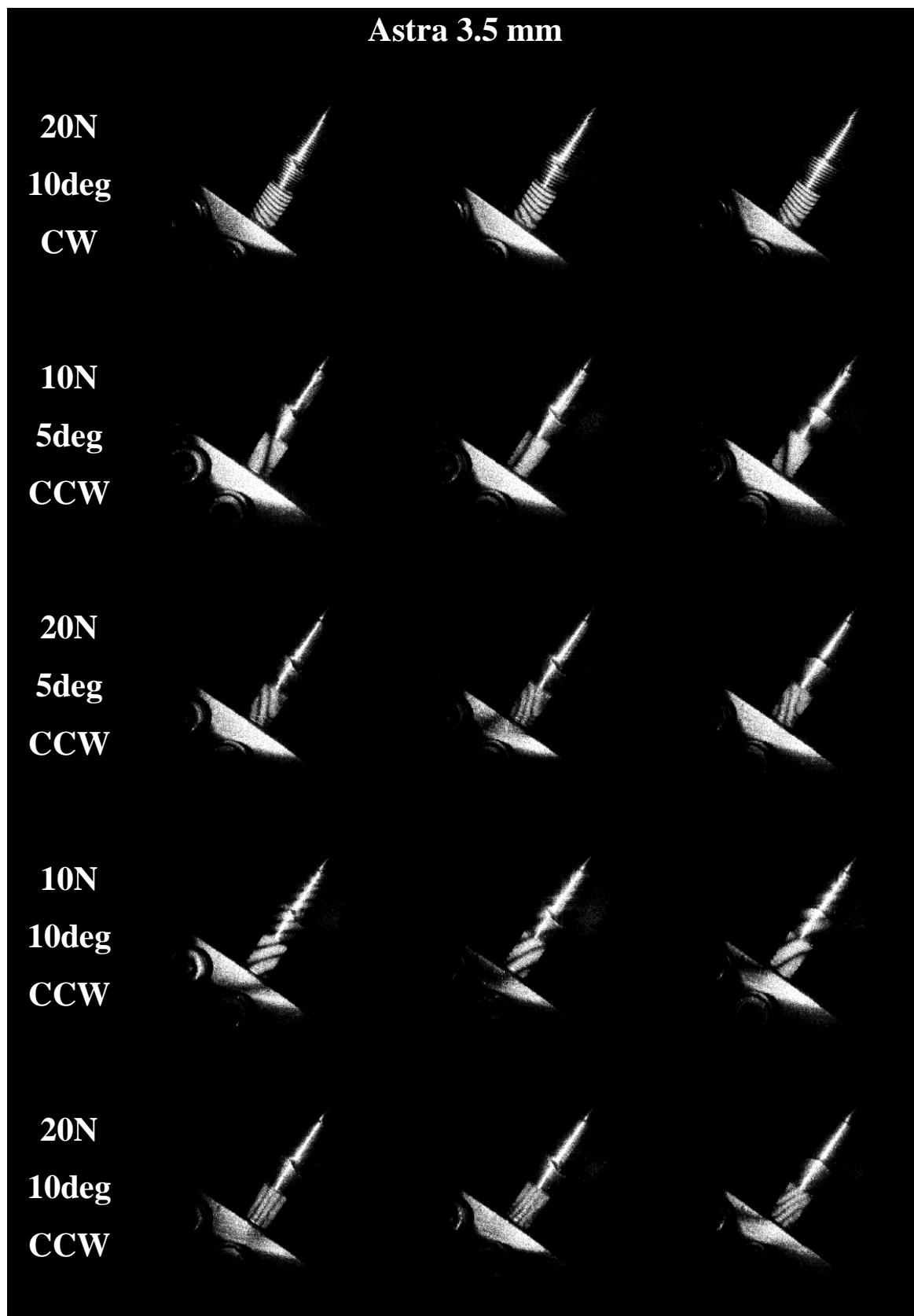
Slika 38. Rekonstruirani interferogrami za implantat Ankylos 3.5 mm pod kosim opterećenjima pri centralnim i rotiranim položajima



Slika 38 nastavljena. Rekonstruirani interferogrami za implantat Ankylos 3.5 mm pod kosim opterećenjima pri centralnim i rotiranim položajima

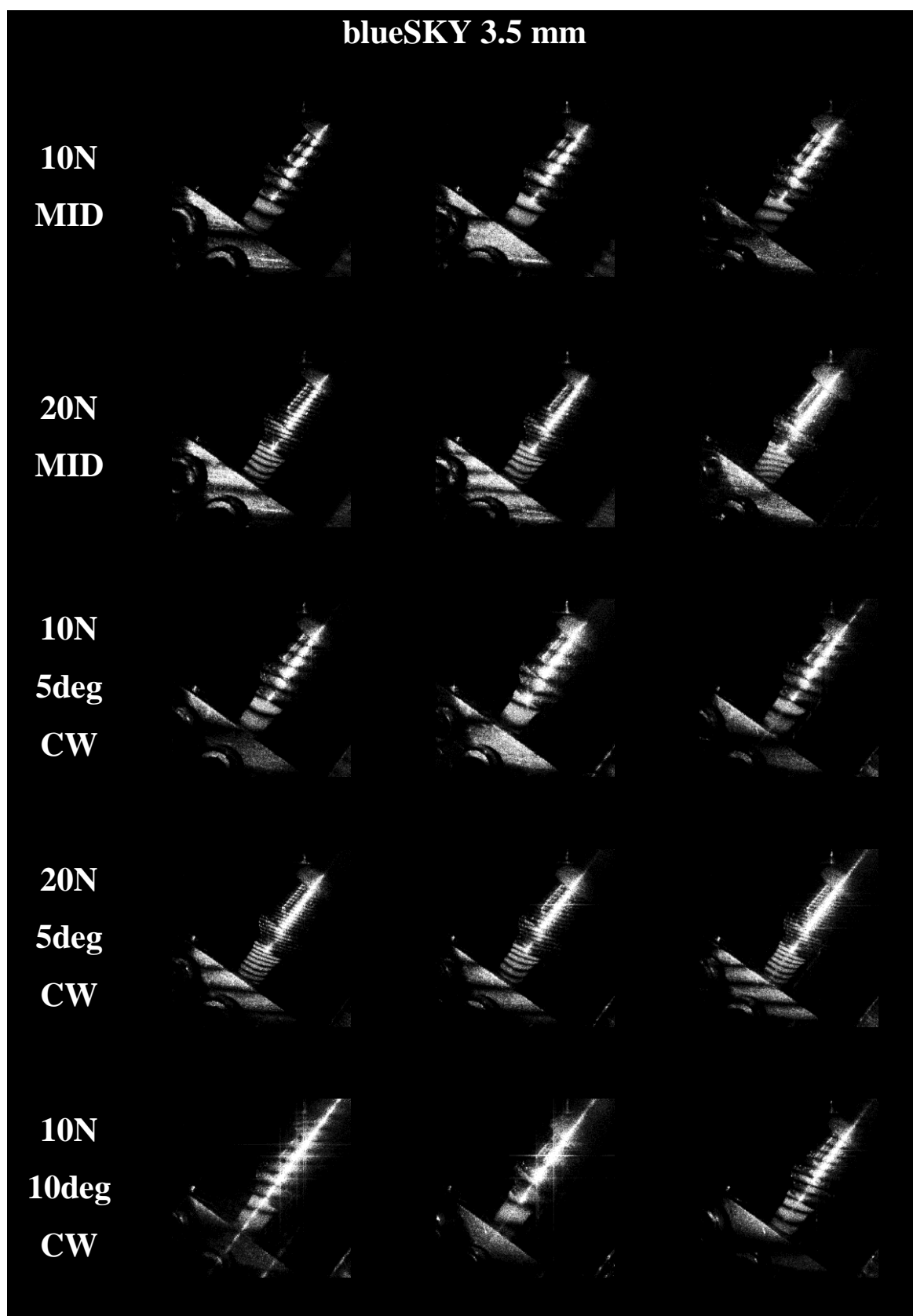


Slika 39. Rekonstruirani interferogrami za implantat Astra 3.5 mm pod kosim opterećenjima pri centralnim i rotiranim položajima

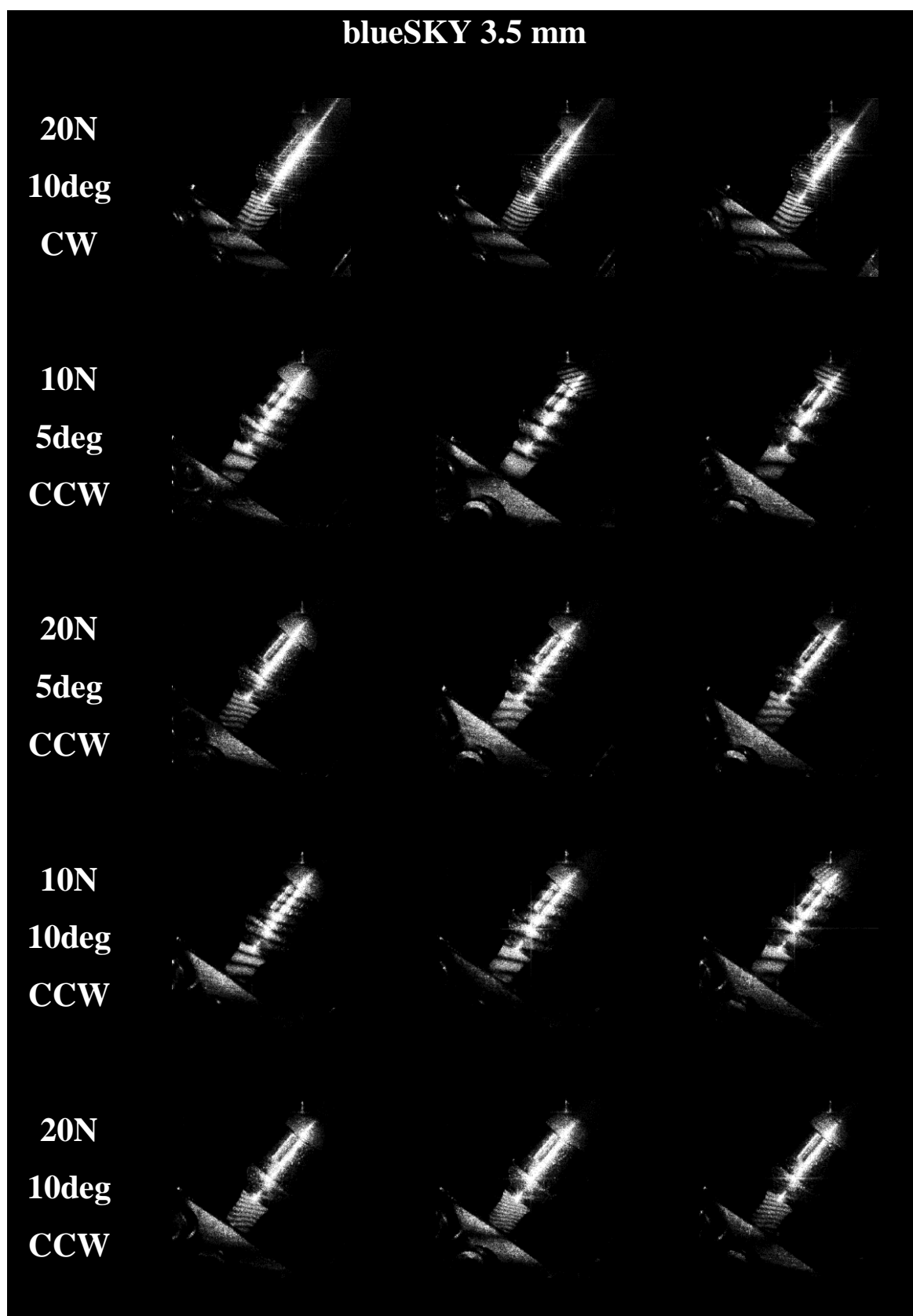


Slika 39 nastavljena. Rekonstruirani interferogrami za implantat Astra 3.5 mm pod kosim opterećenjima pri centralnim i rotiranim položajima

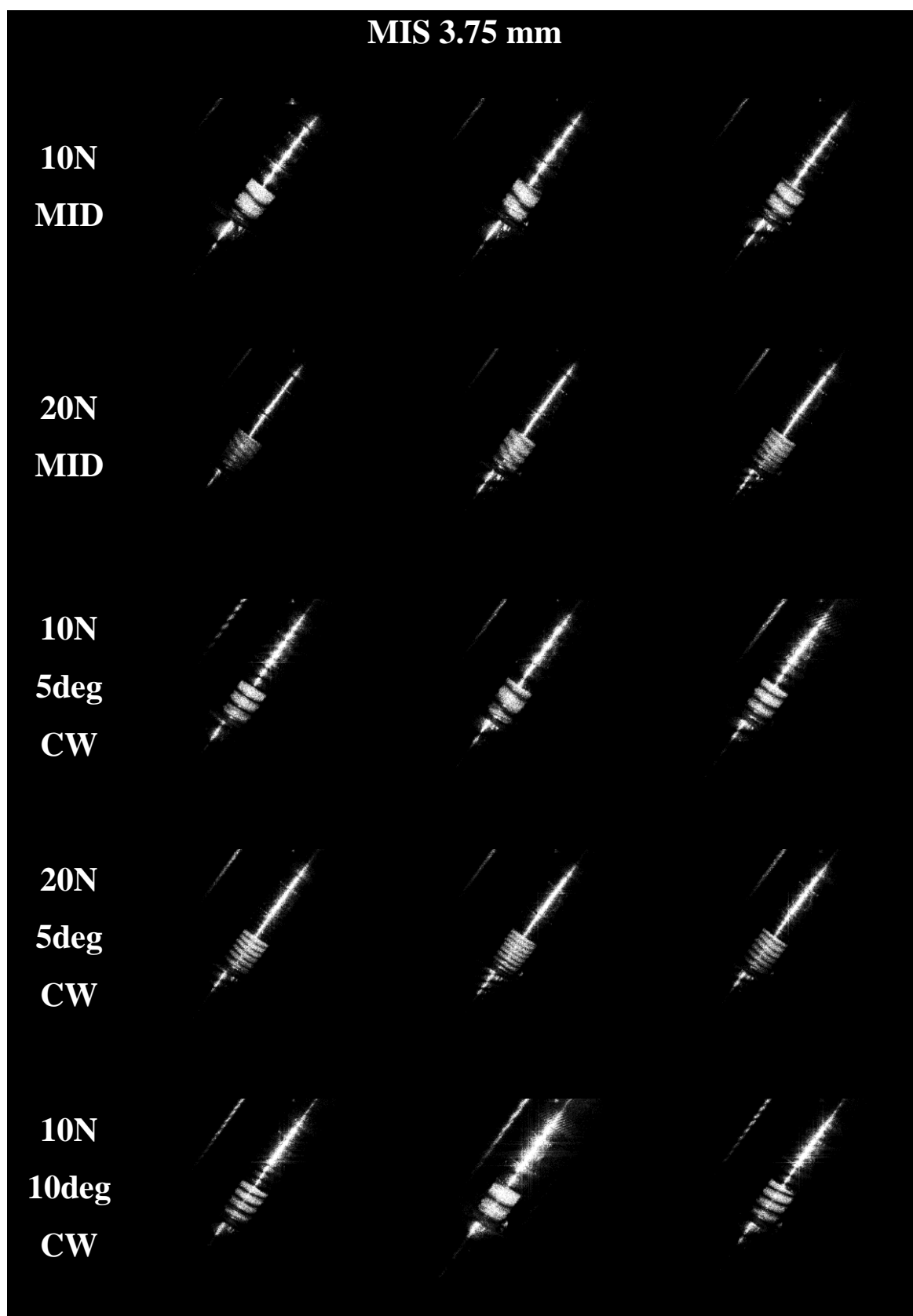




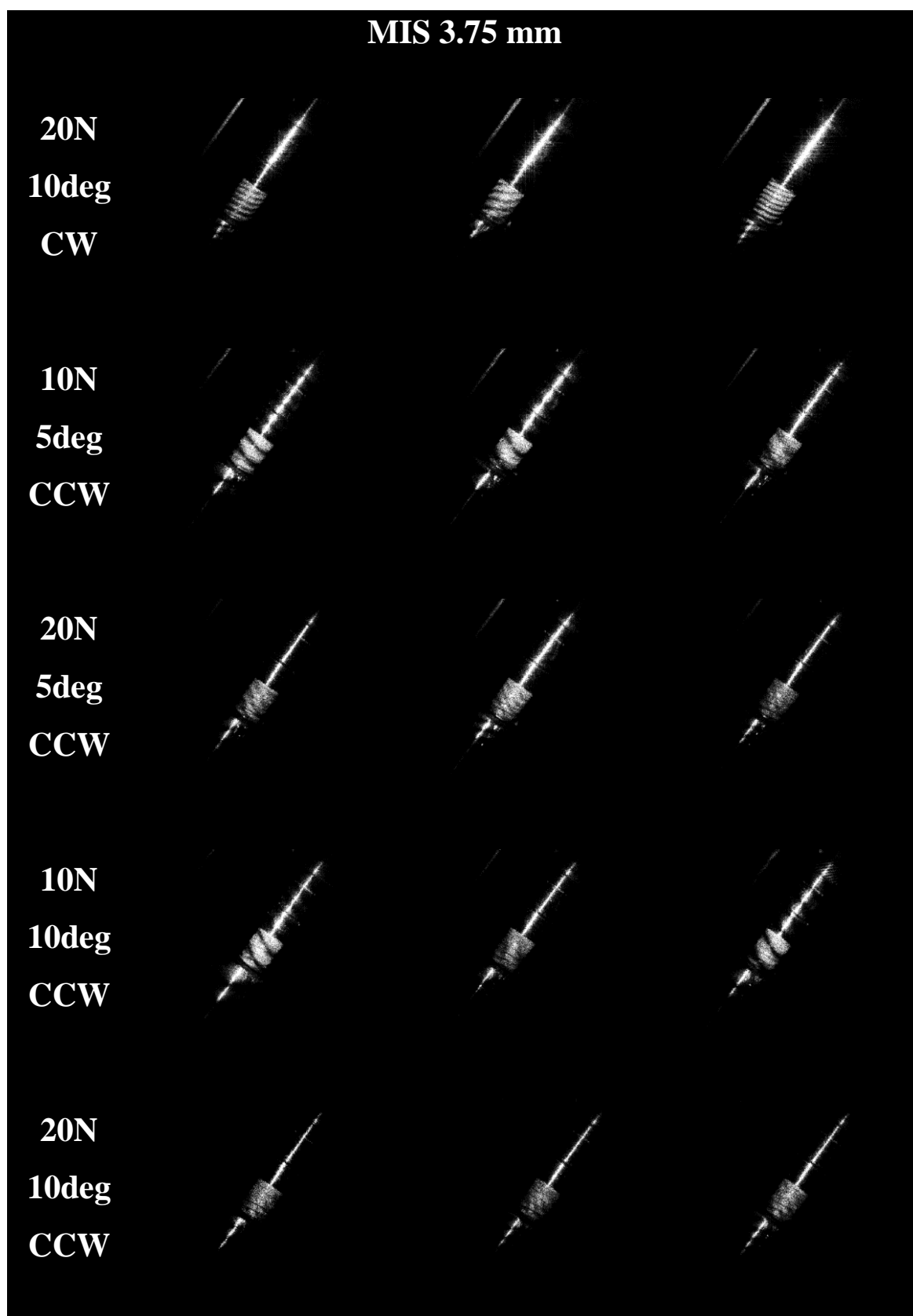
Slika 40. Rekonstruirani interferogrami za implantat Astra 3.5 mm pod kosim opterećenjima pri centralnim i rotiranim položajima



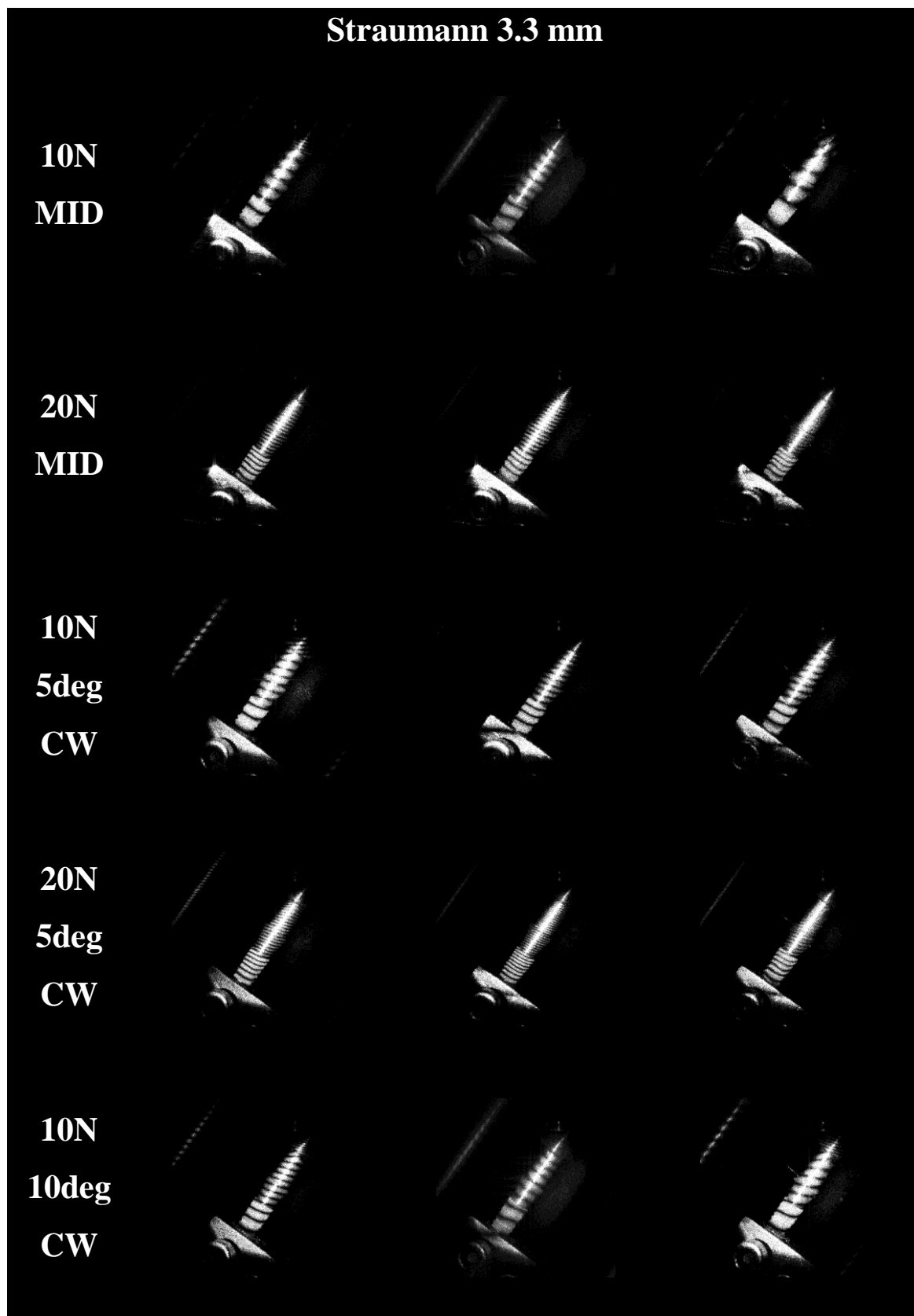
Slika 40 nastavljena. Rekonstruirani interferogrami za implantat Astra 3.5 mm pod kosim opterećenjima pri centralnim i rotiranim položajima



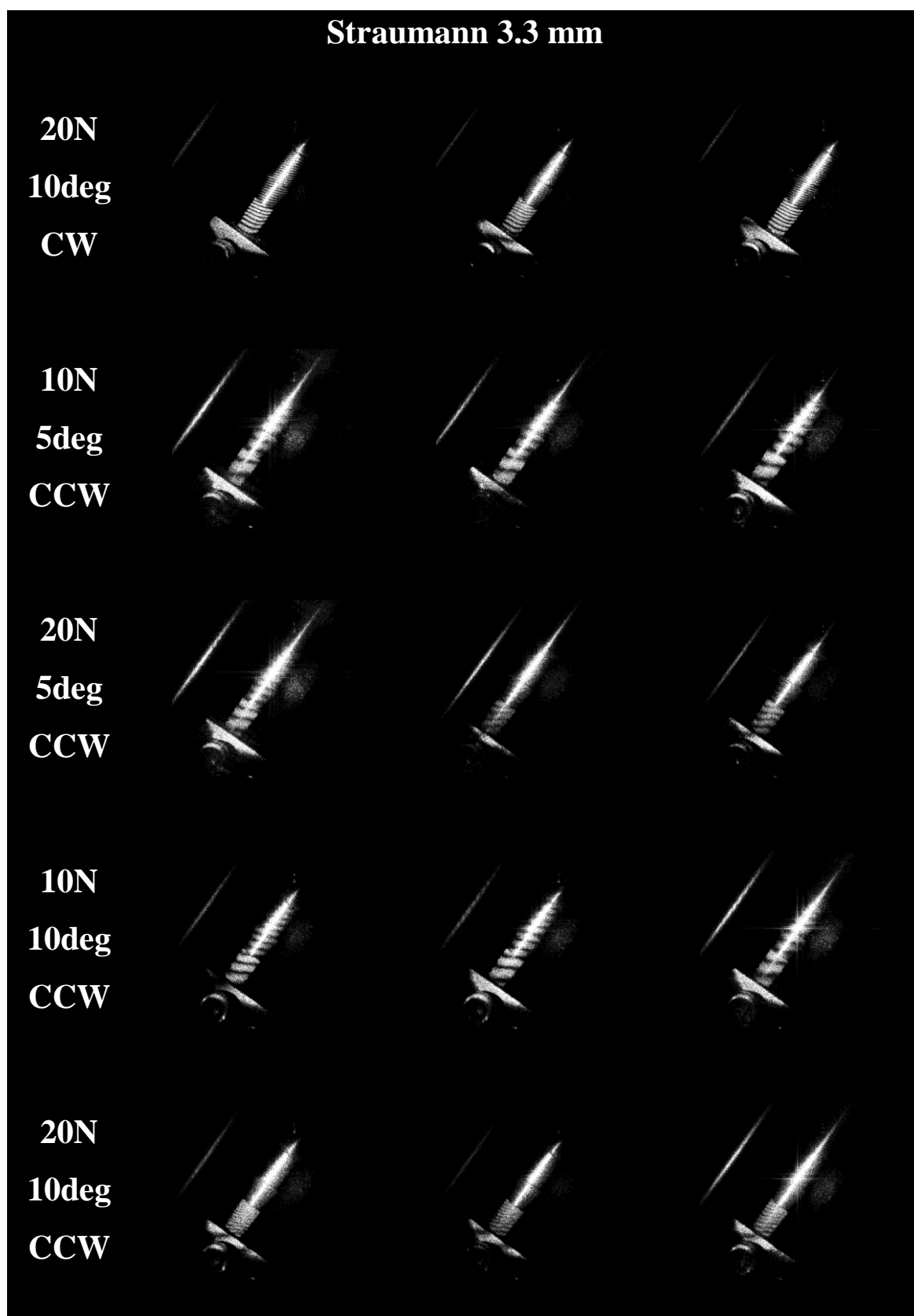
Slika 41. Rekonstruirani interferogrami za implantat MIS 3.75 mm pod kosim opterećenjima pri centralnim i rotiranim položajima



Slika 41 nastavljena. Rekonstruirani interferogrami za implantat MIS 3.75 mm pod kosim opterećenjima pri centralnim i rotiranim položajima

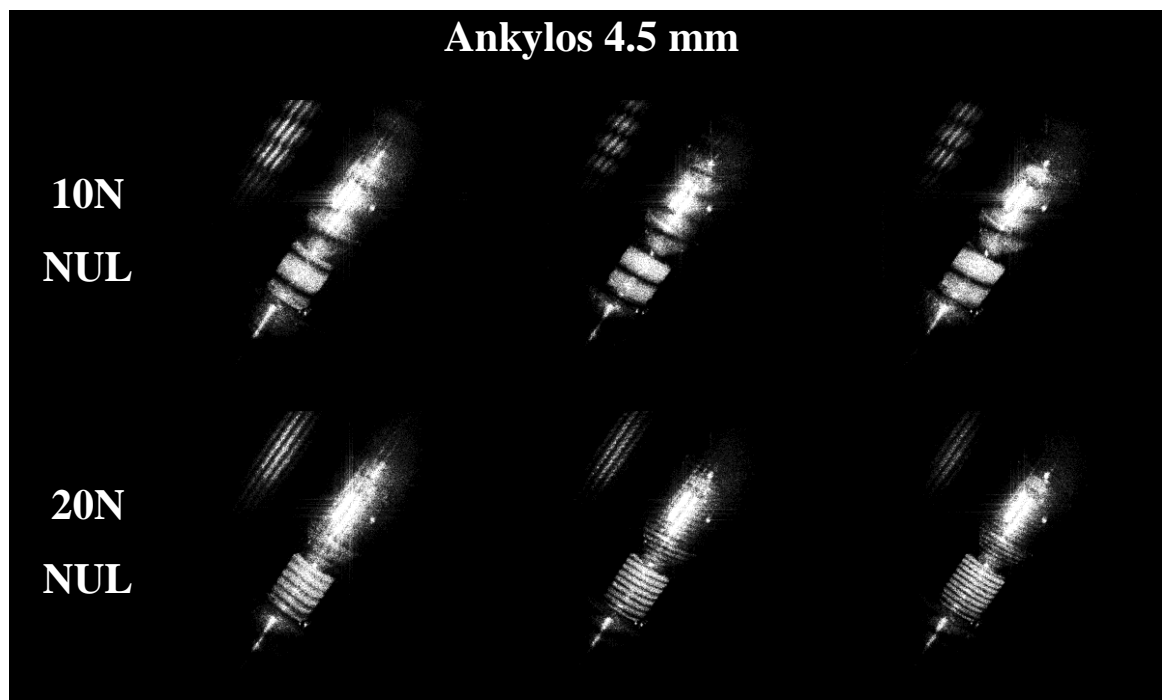


Slika 42. Rekonstruirani interferogrami za implantat Straumann 3.3 mm pod kosim opterećenjima pri centralnim i rotiranim položajima

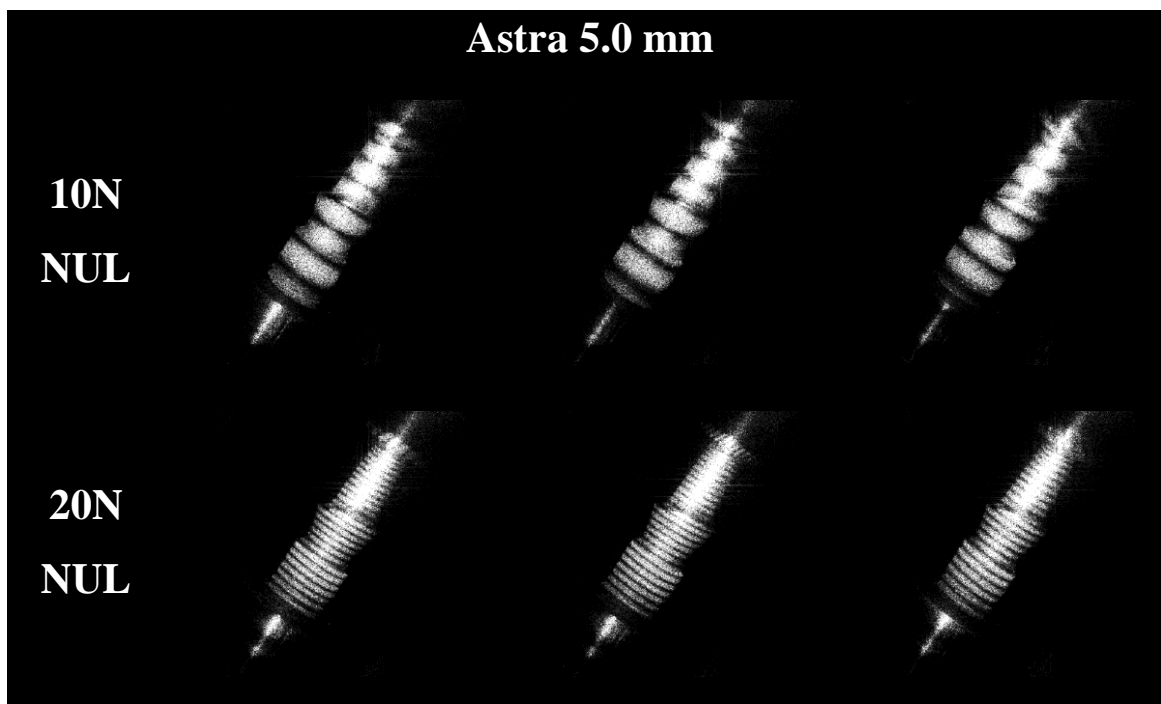


Slika 42 nastavljena. Rekonstruirani interferogrami za implantat Straumann 3.3 mm pod kosim opterećenjima pri centralnim i rotiranim položajima

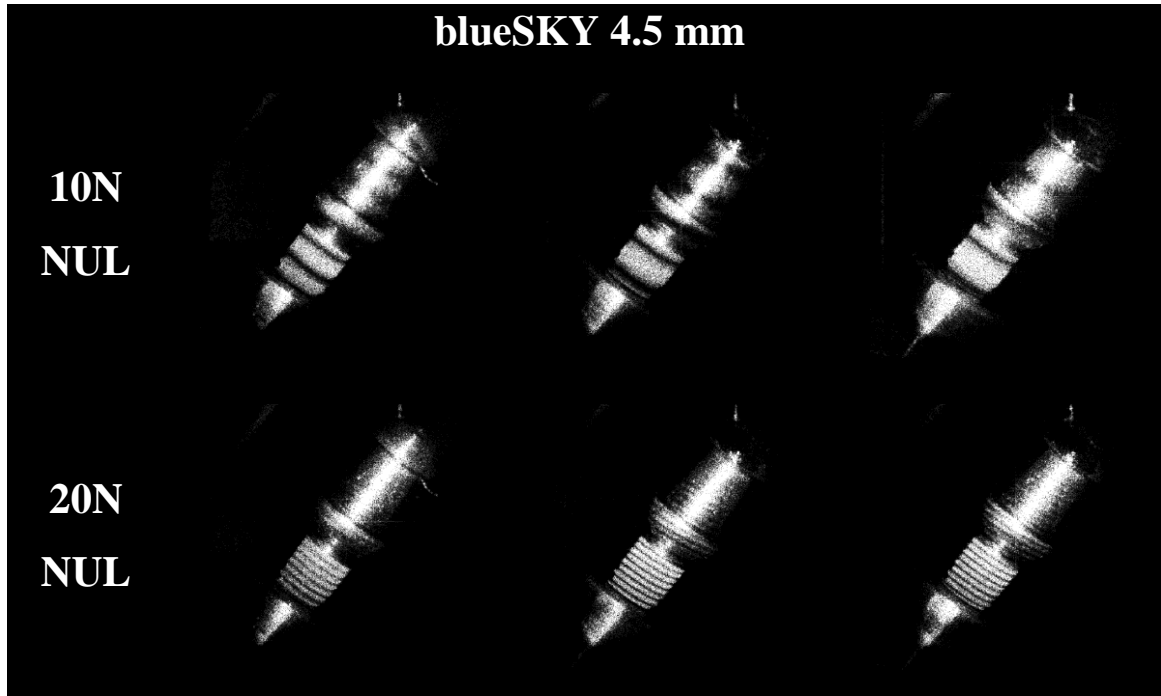
Nadalje, u preliminarnim i konačnim snimanjima kosih opterećenja primijećena je specifična pojava izravnanja i paralelizacije interferometrijskih pruga u vratnom dijelu implantata. Takav položaj označavao je stanje u kojem je pomak sklopa implantata i nadogradnje pri primjeni kosih sila minimalan. Uvjet takvog stanja ovisio je o rotaciji kosine te se je postizao u poziciji pri kojoj je fiksacijski uređaj rotiran između  $5^\circ$  i  $10^\circ$  u smjeru kazaljke na satu (CW, Slike 38 - 42) u odnosu na početni položaj (MID, Slike 38 - 42) u kojemu je prednji brid fiksatora okomit na simetralu kuta između upadnog i izlaznog snopa svjetlosti interferometrijskog postava. Postulirano je da se pri ovakvom stanju pruge interferencije najvećim dijelom odnose na izoliranu tlačnu komponentu opterećenja u cervikalnom dijelu implantata te prikazuju rezultat najviše nalik aksijalnim opterećenjima. Položaj u kojem se pojavljuje ovaj fenomen nazvan je 'nultim položajem' (Tablica 5). Kvalitativni rezultati nultog položaja prikazani su u narednim slikama: 43 za Ankylos, 44 za Astru, 45 za blueSKY, 46 za MIS te 47 za Straumann.



Slika 43. Rekonstruirani interferogrami za implantat Ankylos 4.5 mm pod kosim opterećenjima pri nultom položaju

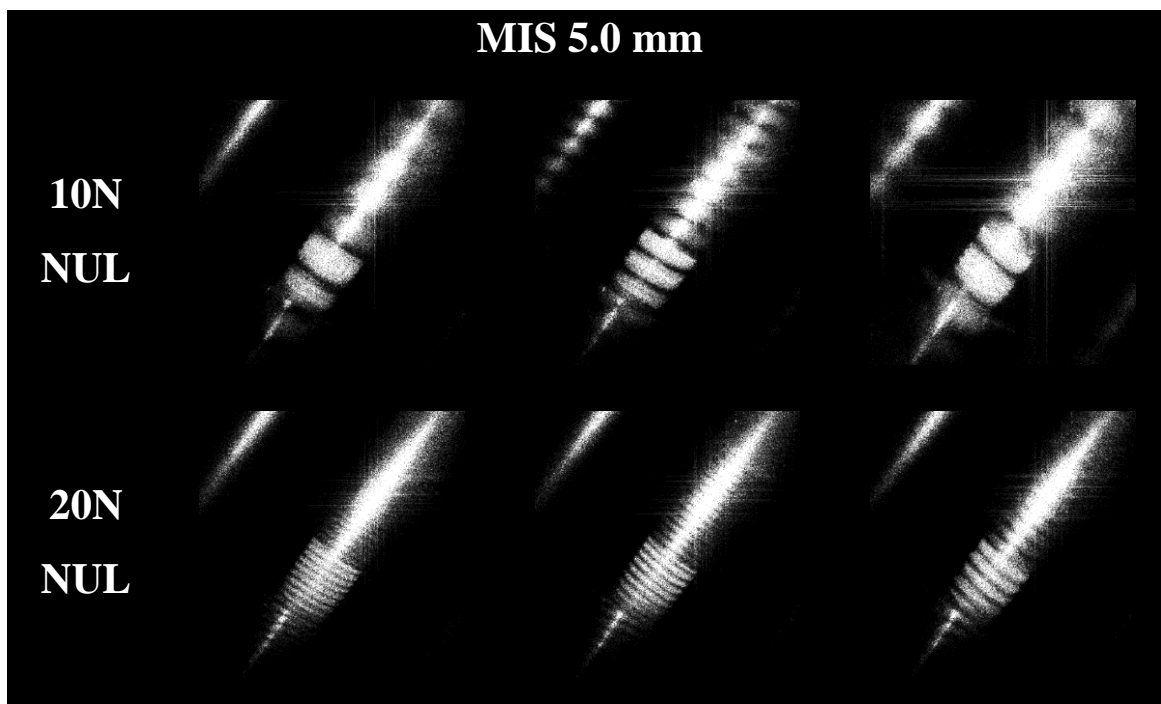


Slika 44. Rekonstruirani interferogrami za implantat Astra 5.0 mm pod kosim opterećenjima pri nultom položaju

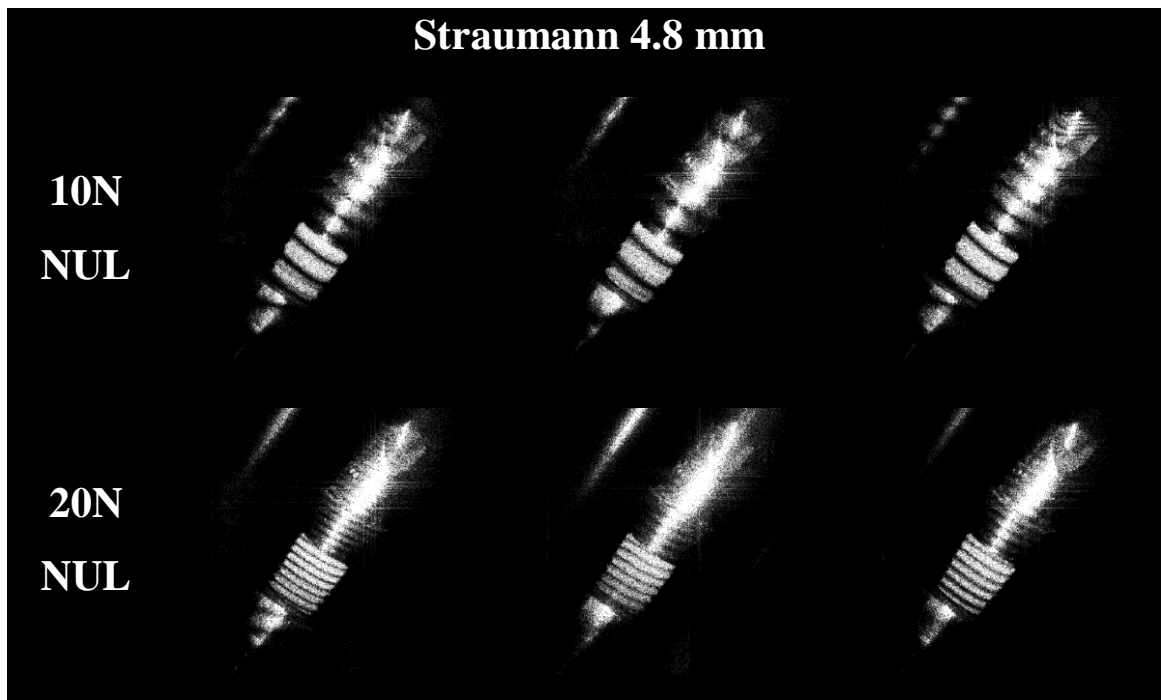


Slika 45. Rekonstruirani interferogrami za implantat blueSKY 4.5 mm pod kosim opterećenjima pri nultom položaju





Slika 46. Rekonstruirani interferogrami za implantat MIS 5.0 mm pod kosim opterećenjima pri nultom položaju



Slika 47. Rekonstruirani interferogrami za implantat Straumann 4.8 mm pod kosim opterećenjima pri nultom položaju

## **4. RASPRAVA**

Ova studija iskoristila je analitičke mogućnosti digitalne holografske interferometrije u mjerenjima deformacija različitih sklopova implantata i nadogradnji. Posebno je apostrofirao utjecaj promjera implantata na magnitudu njegove deformacije pri različitim uvjetima opterećenja. Dio rezultata ove studije obrađen je numerički, statistički i grafički te objavljen u časopisu *Dental Materials* (76).

Preliminarna mjerenja pri repetitivnim uvjetima opterećenja kod nasumičnih testnih uzoraka pokazala su dosljedne rezultate za sile korištene u ovom istraživanju, u vidu pojavnosti i brojnosti interferometrijskih pruga. Oslanjajući se na saznanja Wahla i sur. (27), sila od 10 N smatrala se primjerenom za snimanje prvog holograma (stanje predopterećenja). Ovakav uvjet bio je nužan za minimiziranje neželjenih pomaka u sustavu pri aktivaciji uređaja za opterećenje implantata. Nadalje, pri aplikacijama većih sila u snimanju drugog holograma (stanje opterećenja), interferometrijske pruge postajale su sve gušće, dok ih naposljetku više nije bilo moguće raspoznati, što se događalo kod primjene sila većih od 120 N. Stoga je ta sila određena kao zadnja u serijama inkrementnih opterećenja. Razlike u interferometrijskom uzorku vrata implantata postajale su očite pri primjenama sila koje su bile 10 N veće od prethodnih, zbog čega je u konačnim mjerenjima i korištena kao inkrementna vrijednost između opterećenja. Prethodne spoznaje ukazivale su da je digitalna holografska interferometrija bila primjerena za snimanje i rekonstrukciju specifičnih silom-uvjetovanih interferometrijskih uzoraka za cijelu seriju opterećenja od 20 N do 120 N, potvrđujući učinkovitost same metode u ovakvim eksperimentalnim uvjetima. Također, ovakav spektar opterećenja smatrao se adekvatnim za proučavanje biomehanike implantata zbog slaganja s opservacijama Dittmera i sur. (77), gdje su se prosječne sile zagriža kretale od 20 N do 120 N.

U prosudbi utjecaja promjera implantata na iznos deformacije, linearni model s mješovitim učincima analizirao je promjer implantata u njegovom punom iznosu (npr. 3.3 mm, 3.75 mm, itd.), a ne samo po pripadnosti određenog implantata u grupu s malim ili velikim promjerom. Na ovakav način dobiven je rezultat koji vjernije prikazuje stvarne odnose. U skladu s očekivanjima, nalazi ovog istraživanja ukazali su na značajan utjecaj promjera implantata na podložnost deformacijama, potvrđujući

istoznačno formuliranu hipotezu istraživanja. Uzevši u obzir ove rezultate i linearnu regresiju implantata podijeljenih po promjeru u usku i široku grupu, čini se razumnim zaključiti da implantati velikog promjera pokazuju značajno nižu deformaciju kad se inkrementno optereće te da bi mogli podnijeti veća opterećenja u fiziološkom okruženju usne šupljine.

Povod za istraživanje cervikalnog dijela dentalnog implantata bili su rezultati koji ukazuju da se većina stresa pri opterećenjima ispoljuje u tom dijelu implantata, odnosno da je 80% - 100% stresa locirano u cervikalnih 40% implantata (54). Kad se taj podatak primijeni na dužine implantata korištenih u ovoj studiji, dobije se dužina implantata koja je bila izložena objektom laserskom snopu, vratnih 5 mm. Interferogrami u preliminarnim mjerenjima pokazali su nedosljedne i disiparalelne pruge interferencije nakon direktnih opterećenja protetskih nadogradnji implantata. Postavljanje individualno tokarenih čavlića s ravnom plohom u odgovarajuću nadogradnju bilo je neophodno u postizanju uravnoteženih opteretnih uvjeta, a samim time i dosljednih interferometrijskih uzoraka u repetitivnim mjerenjima. Budući da je vektor osjetljivosti proizvoljne točke smještene na površini implantata bio okomit na smjer sile opterećenja (Slika 16.b), od rekonstrukcije se očekivao prikaz širenja vratnog dijela implantata, što je bila jedna od hipoteza istraživanja. Paralelnost i dosljednost interferograma je uz kvalitativnu potvrdu takvog širenja omogućila i valjanu kvantifikaciju deformacija, čiji preduvjet je bila sofisticirana softverska analiza kvalitativnih rezultata. Izračun spomenutih numeričkih rezultata bio je od posebne važnosti za ovo istraživanje, zbog mogućnosti objektivne usporedbe implantata po promjeru.

U studiji Sempera i sur. (78), autori su primijetili vertikalne alteracije u sklopovima implantata i nadogradnji koje su iznosile od 1 do 83  $\mu\text{m}$  nakon repetitivnih rastavljanja i sastavljanja. U ovom istraživanju odbačen je utjecaj spomenutih alteracija kod rastavljanja između serija opterećenja zbog činjenice da je usmjerenost sile bila striktno aksijalna kod kvantificiranih rezultata. Stoga, ukoliko je promjena i bilo, za pretpostaviti je da nisu utjecale na krajnje rezultate.

Deformacijske vrijednosti dobivene analizom u ovoj studiji se ne bi smjele smatrati apsolutnom deformacijskom vrijednošću nakon opterećenja određenom silom, kao što je prikazano u Tablicama 2 i 3; za primjer, interferogram primijenjene sile od 50 N ne pokazuje deformaciju implantata za tu određenu silu, on zapravo odražava razliku u deformacijama između sile predopterećenja (10 N), pri kojoj se snima prvi hologram, te sile konačnog opterećenja (50 N), pri kojoj se snima drugi hologram.

Regresijske linije deformacija za sve implantate (Slika 36) grupirale su se u ovisnosti o njihovim promjerima. Stoga je dodatna grupna regresija prikazana u Slici 37, koja jasno opravdava grupnu raspodjelu. Kako su se aksijalne sile opterećenja povećavale, tako je i po promjerima grupna razlika u deformacijama postajala sve očitija.

Razlike između različitih proizvođača implantata nisu procijenjene zbog sljedećih razloga: (i) malog broja istraživanih uzoraka i (ii) varijabilnosti dobivenih rezultata (što se vidi iz vrijednosti standardnih devijacija) koja ovisi uvelike o prethodno spomenutim varijacijama vektora osjetljivosti po tijelu implantata. Da bi se usporedile deformacije implantata različitih proizvođača potrebno je provesti opsežniju studiju sa značajno brojnijim uzorcima. Stoga su proizvođači implantata pripisani nasumičnim učincima u konačnoj statističkoj analizi.

Wahl i sur. (27) proveli su serije jednodimenzionalnih interferometrijskih mjerenja implantata podvrgnutih linearnim rastućim silama. Autori su primijetili homogene deformacije implantata. Opservacije ove studije zabilježile su linearne deformacijske uzorke proporcionalne aplikacijama inkrementnih opterećenja, što se slaže sa spomenutim rezultatima. Druga dodirna točka u kojoj ova studija dijeli stajalište s prethodnim istraživanjem je prosudba da se interferometrijske metode mogu učinkovito koristiti u području implantologije kao direktni *in vitro* modaliteti istraživanja, nasuprot indirektnim računalno simuliranim metodama konačnih elemenata. Međutim, takva istraživanja su češća i pribavljaju manje varijabilne rezultate na pogodniji način. Stoga, obje metode predstavljaju valjane i korisne izvore deformacijskih podataka te se trebaju

podvrgnuti daljnjoj usporedbi i procjeni u svrhu dobivanja objektivnijih rezultata koji se tiču stvarnog kliničkog ponašanja.

Chorres i sur. (73) proučavali su *in vitro* statička opterećenja fiksnoprotetskih mosnih konstrukcija sidrenih na zubu i implantatu te na implantatima u potpunosti interferometrijskom metodom. Autori su zabilježili specifične interferometrijske uzorke u tijelima implantata i protetskim nadomjescima u slučajevima sidrenja na implantatima samim, gdje su bile prisutne horizontalne pruge. Sklopovi implantata i nadogradnji u ovoj studiji prikazali su iste uzorke horizontalnih interferometrijskih pruga pri opterećenju aksijalno usmjerenim silama. Prethodno spomenuto istraživanje zasnivalo se samo na kvalitativnoj usporedbi interferograma, dok je ovo istraživanje dodatno uključilo softverske analize koje su omogućile i kvantitativnu usporedbu rezultata te daljnju statističku analizu. Ovakav pristup bio je primjenjiv zahvaljujući činjenici da je korišten digitalno holografski pristup u interferometriji s direktnim izvodom podataka u analitički softver. Ipak, vrijedi spomenuti da su prethodno spomenuti autori analizirali protetske nadomjeske sidrene na implantatima, dok se ova studija bavila samo izvanravnskimi promjenama na razini sklopova implantata i nadogradnji.

Studije koje koriste metode konačnih elemenata u istraživanju biomehanike implantata (55, 62-68) fokusirale su se na stres u periimplantatnom području. Al-Sukhun i sur. (79-81) proučavali su funkcijske prikaze mandibularnih naprezanja i deformacija u pacijenata s postavljenim implantatima *in vivo* i *in vitro*. Autori su zabilježili mandibularne medijalne konvergencijske vrijednosti koje su se kretale od 11  $\mu\text{m}$  do 109  $\mu\text{m}$  za vrijeme funkcijskih kretnji. Moreno i sur. (82) koristili su interferometrijski pristup (ESPI) za vizualiziranje fiziološki inducirano mehaničkog stresa u ljudskoj mandibuli. Takav pristup omogućio je semikvalitativan pristup u prikupljanju vrijednih podataka unatoč heterogenosti i anizotropiji proučavanog materijala te na taj način dodatno pridodavao vrijednost metodi. Nedostatkom ove studije može se smatrati fokusiranost na stres koji se događa u samom sklopu implantata i nadogradnje s potpuno kvantitativnim pristupom, ne uzimajući u obzir okolno tkivo.

Baggi i sur. (83) koristili su FEA-u u procjeni utjecaja dimenzija implantata na stres u okolnoj kosti pod statičkim opterećenjem. Njihovi nalazi govorili su u prilog odabiru implantata većeg promjera, zbog veće mogućnosti kontrole rizika od preopterećenja kosti nego kod odabira implantata veće dužine. Nadalje, autori su primijetili najnepovoljniju distribuciju opterećenja na kosti u regiji maksilarnih molara. Himmlova i sur. (55) zabilježili su značajan pad stresa u kosti koja okružuje vrat implantata pri opterećivanju implantata većih promjera, neovisno o njihovoj dužini. Unatoč ograničenjima ove studije, njeni rezultati mogu doprinijeti prethodno spomenutim nalazima na razini implantata, gdje je povećanje promjera dovelo do značajnog pada u deformaciji implantata, potvrđujući treću od teza ovog istraživanja. Slični rezultati dobiveni su u studiji Qiana i sur. (84), gdje su autori proučavali vrijednosti stresa i naprezanja u kosti i implantatima. Njihova usporedba 3.7 milimetarskih i 5.2 milimetarskih implantata u različitim uvjetima opterećenja može se neposredno povezati s ovom studijom, budući da su autori zabilježili stres u tijelu implantata, koji je bio promjerom uvjetovan na sličan način kao deformacija u ovom istraživanju. Nadalje, primijećene su bolje performanse širih implantata u vidu distribucije stresa i naprezanja u okolnoj kosti.

Istraživanja koja su proučavala remodelaciju kosti su se također bavila problemom promjera implantata. Winter i sur. (85) izmjerili su manju mikropomičnost u cervikalnim dijelovima modela oseointegriranih implantata u rasponu od 0.75  $\mu\text{m}$ . Ojeda i sur. (86) istraživali su mikrooštećenja u okolnoj kosti uzrokovana istim dijelom implantata, zaključujući kako je smanjenje promjera implantata “*kontraproduktivno vlastitoj stabilnosti*”. Ova studija može dodatno rasvijetliti spomenuti problem prikazujući značajno više izraženo cervikalno širenje implantata manjeg promjera. U istraživanju biomehaničkog odgovora, Chou i sur. (87) primijetili su ravnomjerniju te višu distribuciju koštanog naprezanja povezanog s implantatima velikog promjera naspram implantata malog promjera. Uzevši u obzir sve prethodno navedene rezultate, može se pretpostaviti da implantati velikog promjera (i) raspodjeljuju mastikatorno opterećenje bolje i (ii) imaju manje deformacije *in vitro*.

U težnji da se uvjeti opterećenja približe fiziološkim, studija je proširena u vidu istraživanja deformacija sklopova implantata i nadogradnji kod primjene kosih sila. Za potrebe takve analize, protokol snimanja je modificiran u svrhu dobivanja dosljednih kvalitativnih rezultata. Odabir kuta opterećenja od 30° bio je u skladu s FDA smjernicama (ISO 14801) te prethodnim istraživanjima u ovom području (88-90). Preduvjet balansiranom kosom opterećenju svakako je bila i upotreba čavlića s polukuglastom platformom, bez kojih su varijacije interferometrijskog prikaza u istim uvjetima bile značajne.

Studije koje su proučavale kosa opterećenja implantata većinom su se, poput onih aksijalno orijentiranih, bazirale na procjeni utjecaja implantata na okolnu kost (88-98). Rezultati istraživanja de Faria Almeida i sur. (89) prikazali su štetniju prirodu kosih opterećenja u periimplantatnoj kosti uz poseban naglasak na višu koncentraciju stresa u bukalnom području. U *in vitro* studiji Goellnera i sur. (90), kvantificirane su dislokacije implantata pri aksijalnim i kosim opterećenjima u kostima različitih denziteta. Usmjerenje opterećenja značajno je utjecalo na pomake u spongioznim uzorcima, gdje je koso opterećenje pokazalo veću dislokaciju. Pitanje gubitka marginalne kosti uzrokovano biomehanikom implantata obrađeno je u eksperimentalnoj studiji Romeeda i sur. (91), gdje su rezultati pokazali čak 5 do 10 puta uvećane maksimalne von Misesove stresove pod kosim i horizontalnim opterećenjima, u odnosu na aksijalna. Također su naveli i posebno štetan utjecaj potpuno horizontalnih opterećenja. *In vitro* rezultati koji bi mogli biti klinički vrlo značajni nalaze se u istraživanju Yanga i sur. (92), gdje su autori koso opterećivali kratke implantate, dužine 7 mm, po dva međusobno spojena u blok ili pojedinačno spojene s implantatom dužine 12 mm. U zaključcima je navedeno kako povezivanje dvaju kratkih implantata ima biomehaničku učinkovitost istovjetnu jednom kratkom implantatu povezanom u blok s dužim implantatom. Studije preostalih autora naglasile su pojavnost najvećih stresova pri primjeni kosih, odnosno lateralnih opterećenja.

Nadalje, određena istraživanja osvrnula su se na događanja unutar samog sklopa implantata i nadogradnje za vrijeme primjene kosih opterećenja (99-101). Takahashi i sur. (99) proučavali su utjecaje aksijalnih i kosih okluzalnih opterećenja na mostove



sidrene na implantatima. Autori su zaključili da kosa opterećenja značajno povećavaju stres u koštanom okruženju te u protetskim komponentama. Studija Moraesa (100) i sur. poseban je naglasak stavila na protetski vijak, kao najslabiju kariku u sklopu krune, nadogradnje i implantata. Rezultati su pokazali da je stres u protetskom vijku bio veći pri kosim opterećenjima, u odnosu na aksijalna. Također, povećanje krune djelovalo je štetno na distribuciju stresa u vijku, osobito kod primjene kosih sila. Slično istraživanje proveli su Alvares-Arenal i sur. (101), gdje su, uz distribuciju stresa u protetskom vijku, autori analizirali i događaje na razini protetske nadogradnje. Iznimno značajan rezultat bio je da se povećanjem kuta smjera opterećenja, od vertikalnog do kuta od 45°, zabilježio progresivni rast stresa u nadogradnji i vijku kod svih ispitanih uzoraka. Uzevši u obzir prethodna istraživanja, nedostatak analize kosih opterećenja u ovoj studiji je striktno fokusiranje na događanja unutar samog sklopa implantata i nadogradnje, kao i kod analize aksijalnih opterećenja. Ipak, spomenuti rezultati utjecali su na modifikacije dizajna studije u vidu smanjenja sile kod snimanja holograma u predopterećenju na 5 N te holograma konačnih opterećenja na 10 N i 20 N, zbog već spomenute destruktivnije prirode koso usmjerenih sila. Također, preliminarni rezultati potvrdili su vrijednost ovakvog protokola pokazujući pretjerano varijabilne rezultate pri primjeni većih sila, gdje je vjerojatno dolazilo do neočekivanih dislokacija čitavih sklopova što se očitivalo nedosljednim interferometrijskim prikazom pri ponavljajućim mjerenjima.

Za razliku od aksijalnih opterećenja, gdje je pristup bio kvantitativan, u ovom dijelu studije korišten je kvalitativan pristup. Razlog tome bila je nepouzdanost dobivanja kvantitativnih rezultata kod svih uzoraka. U problematici snimanja interferograma koso opterećenih implantata obrađen je utjecaj smjera primijenjene kose sile spram vektora osjetljivosti na interferometrijski prikaz deformacija. Nalaz nepravilnih, disparalelnih i zakrivljenih pruga značio je da prikaz ne pokazuje samo širenje vratnog dijela implantata, kao što je bio slučaj kod primjene aksijalnih sila, nego i pomake sustava u vidu savijanja, torzije i smicanja. Različiti interferometrijski prikazi cervikalnog dijela implantata pri različitim kutovima snimanja značili su da je pri svakoj promjeni položaja implantata sustav prikazivao drugačiju zastupljenost komponenti pomaka.

Fazna deformacija kroz tijelo implantata može se izračunati jedino u slučajevima paralelnih pruga, ograničavajući softversku analizu. Ipak, kvalitativan pristup pokazao je slične interferometrijske prikaze u istim uvjetima te dosljedno povećanje broja interferometrijskih pruga pri povećanju primijenjene kose sile sa 10 N na 20 N. Ovakvo povećanje gustoće pruga bilo je prisutno u svim položajima snimanja.

Ključan rezultat interferometrijske analize kosih opterećenja je pronalazak 'nultog položaja', čije je nalaženje pretpostavljeno u zadnjoj od zadanih hipoteza istraživanja. U takvom položaju minimizirani su neželjeni pomaci sustava te se izravnanjem i paralelnošću pruga konačno mogla izolirati tlačna komponenta opterećenja. Anuliranje komponente savijanja sklopa bilo je moguće zbog otklona u jednom smjeru, dok takav slučaj ne bi bio u potpunosti izvediv kod anuliranja tlačne komponente. Razlog tome je širenje vrata implantata koje ide u svim smjerovima. Prikaz u spomenutom nultom položaju kvalitativno je prikazao širenje vrata implantata pri primjeni kosih sila. Nadalje, povećanje opterećenja rezultiralo je dosljednim povećanjem broja pruga, uz očuvanu pravilnost istih. Ovakav rezultat od posebnog je značaja zbog (i) potvrde da se manipulacijom kutova snimanja u odnosu na vektor osjetljivosti interferometrijskog sustava može izvući izolirane deformacijske podatke i (ii) mogućnosti kvantificiranja deformacije u nultom položaju na način istovjetan obradi aksijalnih sila, što može imati ključnu ulogu u analizama složenijih konstrukcija sidrenih na implantatima.

Opseg cjelokupnog istraživanja nije obuhvaćao analizu biomehaničkih promjena u periimplantatnoj kosti već ciljano određivanje mehaničkih svojstava implantata samih. Nedostaci studije bili su varijabilnost između ponavljanih interferometrijskih snimanja uzrokovana otklonom vektora osjetljivosti po istraživanim površinama te materijal izrade uređaja za fiksaciju implantata. Fiksacijski uređaj imao je različit modul elastičnosti od žive kosti, što je utjecalo na interferometrijski prikaz opterećenih sklopova implantata i nadogradnji. Ipak, to nije predstavljalo problem kod usporedbe implantata opterećenih u jednakim uvjetima, gdje su bili važni odnosi a ne same apsolutne vrijednosti. Daljnja implementacija saznanja ovog istraživanja u analizi složenih implantoprotetskih suprastruktura može dovesti do vrijednih saznanja s neposrednim kliničkim implikacijama.

## **5. ZAKLJUČAK**

1. Na osnovi 1020 snimljenih holograma, koji su rezultirali s 510 rekonstruiranih interferograma i daljnjih opsežnih softverskih analiza, izrađena je detaljna interferometrijska dokumentacija za deset sklopova implantata i nadogradnji.
2. Kvantificirani su *in vitro* podaci o deformacijskim vrijednostima implantata pod inkrementnim aksijalnim opterećenjima.
3. Deformacije opterećenih implantata razlažu se na širenje cervikalnih dijelova i pomake unutar sustava.
4. Kod primjene aksijalnih opterećenja izražena je komponenta širenja cervikalnih dijelova implantata, što se očituje ravnim i paralelnim interferometrijskim prugama.
5. Promjeri implantata značajno utječu na njihove deformacijske vrijednosti.
6. Implantati većeg promjera značajno se manje deformiraju od implantata manjeg promjera u istim uvjetima opterećenja.
7. Pri povećanju opterećenja implantata, razlike u deformacijama implantata većeg i manjeg promjera postaju očitije.
8. Kod primjene kosih opterećenja, nepravilne, disiparalelne i zakrivljene interferometrijske pruge, uz širenje, prikazuju i pomake sustava u vidu savijanja, torzije i smicanja.
9. U analizi kosih opterećenja, položaj snimanja u holografskom postavu i smjer primijenjene sile utječu na interferometrijski prikaz.

10. Snimanjem interferograma u nultom položaju, gdje je osjetljivost metode na pomake sustava minimalna, izolira se tlačna komponenta pri primjeni kosih sila.
11. Daljnja primjena ove metode u istraživanju kompleksnijih implantatnih konstrukcija pridonijela bi boljem razumijevanju biomehanike dentalnih implantata.

## **6. LITERATURA**

1. Misch CE, Misch-Dietsh F, Silc J, Barboza E, Cianciola LJ, Kazor C. Posterior implant single-tooth replacement and status of adjacent teeth during a 10-year period: a retrospective report. *J Periodontol.* 2008;79(12):2378-82.
2. Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol.* 2006;77(8):1340-7.
3. Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. Biology of implant osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2009;9(2):61-71.
4. Rigo ECS, Boschi AO, Yoshimoto M, Allegrini Jr S, Konig Jr B, Carbonari MJ. Evaluation in vitro and in vivo of biomimetic hydroxyapatite coated on titanium dental implants. *Mater Sci Eng C.* 2004;24(5):647-51.
5. Fini M, Giavaresi G, Torricelli P, Borsari V, Giardino R, Nicolini A, et al. Osteoporosis and biomaterial osteointegration. *Biomed Pharmacother.* 2004;58(9):487-93.
6. Soballe K, Hansen E, Brockstedt-Rasmussen H, Bunger C. Hydroxyapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implants. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75(2):270-78.
7. Soballe K. Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant fixation. Mechanical and histological studies in dogs. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1993;255:1-58.
8. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):391-401.
9. Meyer U, Joos U, Mythili J, Stamm T, Hohoff A, Fillies T, et al. Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants. *Biomaterials.* 2004;25(10):1959-67.
10. Murai K, Takeshita F, Ayukawa Y, Kiyoshima T, Suetsugu T, Tanaka T. Light and electron microscopic studies of bone-titanium interface in the tibiae of young and mature rats. *J Biomed Mater Res.* 1996;30(4):523-33.

11. Sivoletta S, Bressan E, Salata LA, Urrutia ZA, Lang NP, Botticelli D. Osteogenesis at implants without primary bone contact - an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(5):542-9.
12. Chappard D, Aguado E, Hure G, Grizon F, Basle MF. The early remodeling phases around titanium implants: a histomorphometric assessment of bone quality in a 3- and 6-month study in sheep. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(2):189-96.
13. Marco F, Milena F, Gianluca G, Vittoria O. Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis. *Micron.* 2005;36(7-8):630-44.
14. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25.
15. ten Bruggenkate CM, van der Kwast WA, Oosterbeek HS. Success criteria in oral implantology. A review of the literature. *Int J Oral Implantol.* 1990;7(1):45-51.
16. Lindhe J, Meyle J. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol.* 2008;35 Suppl 8:282-5.
17. Mombelli A, Lang NP. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontol 2000.* 1998;17:63-76.
18. Mombelli A, Muller N, Cionca N. The epidemiology of peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:67-76.
19. Sanz M, Chapple IL. Clinical research on peri-implant diseases: consensus report of Working Group 4. *J Clin Periodontol.* 2012;39 Suppl 12:202-6.
20. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent.* 2008;17(1):5-15.
21. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after



- an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18 Suppl 3:73-85.
22. Gallucci GO, Doughtie CB, Hwang JW, Fiorellini JP, Weber HP. Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(6):601-7.
23. Gallucci GO, Morton D, Weber HP. Loading protocols for dental implants in edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:132-46.
24. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res.* 2012;91(3):242-8.
25. Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, et al. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol.* 2005;31(6):269-75.
26. Ujiie Y, Todescan R, Davies JE. Peri-implant crestal bone loss: a putative mechanism. *Int J Dent.* 2012;2012:742439.
27. Wahl G, Lang H. Deformation at the implant interface to prosthetic superstructure: an interferometric approach. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(2):233-8.
28. Zipprich H, Weigl P. Erfassung, Ursachen und Folgen von Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-Interface. *Implantologie.* 2007;15:31-34.
29. Klinge B, Meyle J. Peri-implant tissue destruction. The Third EAO Consensus Conference 2012. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:108-10.
30. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(1):19-31.
31. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(1):26-35.

32. Hillam DG. Stresses in the periodontal ligament. *J Periodontal Res.* 1973;8(1):51-6.
33. Parfitt GJ. Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. *J Dent Res.* 1960;39:608-18.
34. Chen YY, Kuan CL, Wang YB. Implant occlusion: biomechanical considerations for implant-supported prostheses. *J Dent Sci.* 2008;3(2):65-74.
35. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol.* 2002;73(3):322-33.
36. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent.* 2005;14(2):108-16.
37. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry. *Int J Oral Implantol.* 1991;7(2):17-21.
38. Kovacic I, Celebic A, Knezovic Zlatic D, Stipetic J, Papic M. Influence of body mass index and the time of edentulousness on the residual alveolar ridge resorption in complete denture wearers. *Coll Antropol.* 2003;27 Suppl 2:69-74.
39. Wical KE, Swoope CC. Studies of residual ridge resorption. I. Use of panoramic radiographs for evaluation and classification of mandibular resorption. *J Prosthet Dent.* 1974;32(1):7-12.
40. Piattelli A, Misch CE, Pontes AE, Iezzi G, Scarano A, Degidi M. Dental implant surfaces: a review. In: Misch CE, editor. *Contemporary implant dentistry.* 3rd ed. St. Louis: Mosby; 2008. p. 599-620.
41. Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(6):429-44.

42. Misch CE, Strong JT, Bidez MW. Scientific rationale for dental implant design. In: Misch CE, editor. Contemporary implant dentistry. 3rd ed. St. Louis: Mosby; 2008. p. 200-32.
43. Bolind PK, Johansson CB, Becker W, Langer L, Sevetz EB, Jr., Albrektsson TO. A descriptive study on retrieved non-threaded and threaded implant designs. Clin Oral Implants Res. 2005;16(4):447-55.
44. Bumgardner JD, Boring JG, Cooper RC, Jr., Gao C, Givaruangsawat S, Gilbert JA, et al. Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. Implant Dent. 2000;9(3):252-60.
45. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent. 1990;63(6):671-6.
46. Bayraktar M, Gultekin BA, Yalcin S, Mijiritsky E. Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. Implant Dent. 2013;22(4):406-13.
47. Lu J, Liu C, Lan J, Gao X. [Three-dimensional finite element analysis of the effect of the location and diameter of implants on the stress distribution in three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures under dynamic loads]. Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. 2013;31(6):552-6.
48. Komiyama O, Lobbezoo F, De Laat A, Iida T, Kitagawa T, Murakami H, et al. Clinical management of implant prostheses in patients with bruxism. Int J Biomater. 2012;2012:369063.
49. Hong HR, Pae A, Kim Y, Paek J, Kim HS, Kwon KR. Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: a finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012;27(5):69-76.

50. Pesqueira A, Goiato M, Gennari-Filho H, Monteiro D, Dos Santos D, Haddad M, et al. The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*. 2012;1:1.
51. Assuncao WG, Barao VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*. 2009;20(4):1173-7.
52. Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *J Prosthet Dent*. 1998;79(3):328-34.
53. Sreekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res*. 2010;21(3):425-32.
54. Misch CE. Implant body size: a biomechanical and esthetic rationale. In: Misch CE, editor. *Contemporary implant dentistry*. 3rd ed. St. Louis: Mosby; 2008. p. 161-77.
55. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;91(1):20-5.
56. Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent*. 1999;8(4):376-86.
57. Misch CE. Short versus long implant concepts - functional surface area. *Dent Today*. 1999;18:60-65.
58. Misch CE. Short versus long implant concepts - functional surface area. *Oral Health*. 1999;89:13-21.
59. Misch CE, Bidez MW. Implant protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compend Contin Dent Educ*. 1994;15:1330-43.
60. Borchers I, Reidhart P. Three dimensional stress distribution around dental implants at different stages of interface development. *J Dent Res*. 1994;62:155-59.

61. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1989;62(4):436-40.
62. Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H. Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: Three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater.* 2012;28(11):1126-33.
63. Freitas-Junior AC, Rocha EP, Bonfante EA, Almeida EO, Anchieta RB, Martini AP, et al. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater.* 2012;28(10):218-28.
64. Li T, Yang X, Zhang D, Zhou H, Shao J, Ding Y, et al. Analysis of the biomechanical feasibility of a wide implant in moderately atrophic maxillary sinus region with finite element method. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012;114(2):1-8.
65. Pessoa RS, Vaz LG, Marcantonio EJ, Vander Sloten J, Duyck J, Jaecques SV. Biomechanical evaluation of platform switching in different implant protocols: computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(5):911-9.
66. Canay S, Akca K. Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. *Implant Dent.* 2009;18(3):239-48.
67. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(5):581-4.
68. Tabata LF, Rocha EP, Barao VA, Assuncao WG. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(3):482-91.

69. Kreis T. Holographic interferometry : principles and methods. 1st ed. Berlin: Akademie Verlag; 1996.
70. Schnars U, Jueptner WPO. Digital recording and numerical reconstruction of holograms. *Meas Sci Technol*. 2002;13:85-101.
71. Demoli N. Real-time monitoring of vibration fringe patterns by optical reconstruction of digital holograms: mode beating detection. *Optics Express*. 2006;14(6):2117-22.
72. Demoli N, Halaq H, Vukicevic D. White light reconstruction of image plane digital holograms. *Optics Express*. 2010;18(12):12675-80.
73. Chorres JE, Uono C, Gioso MA, Batista L, Muramatsu M, Campos TN. Qualitative analysis of stress distribution in tooth-implant and implant-supported prosthesis by means of holography interferometry method. *RPG Rev Pós Grad*. 2005;12:412-16.
74. Matsumoto T, Tamamura K, Sugimura T, Inada J. Holographic measurement on deformation of mandible with dental implants due to occlusion. *Proc SPIE*. 1996;177:2922.
75. Demoli N, Halaq H, Sariri K, Torzynski M, Vukicevic D. Undersampled digital holography. *Optics Express*. 2009;17(18):15842-52.
76. Brozovic J, Demoli N, Farkas N, Susic M, Alar Z, Gabric Panduric D. Properties of axially loaded implant-abutment assemblies using digital holographic interferometry analysis. *Dent Mater*. 2014;30(3):17-27.
77. Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *J Prosthodont*. 2011;20(7):510-6.
78. Semper W, Heberer S, Mehrhof J, Schink T, Nelson K. Effects of repeated manual disassembly and reassembly on the positional stability of various implant-

abutment complexes: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(1):86-94.

79. Al-Sukhun J, Helenius M, Lindqvist C, Kelleway J. Biomechanics of the mandible part I: measurement of mandibular functional deformation using custom-fabricated displacement transducers. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006;64(7):1015-22.

80. Al-Sukhun J, Kelleway J. Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(3):455-66.

81. Al-Sukhun J, Kelleway J, Helenius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. *J Biomed Mater Res A*. 2007;80(1):234-46.

82. Moreno V, Vázquez-Vázquez C, Gallas M, Crespo J. Speckle shearing pattern interferometry to assess mechanical strain in the human mandible jaw bone under physiological stress. *Proc SPIE*. 2011;8001:800131-31-8.

83. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008;100(6):422-31.

84. Qian L, Todo M, Matsushita Y, Koyano K. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(5):877-86.

85. Winter W, Klein D, Karl M. Micromotion of Dental Implants: Basic Mechanical Considerations. *J Med Eng*. 2013;2013:9.

86. Ojeda J, Martinez-Reina J, Garcia-Aznar JM, Dominguez J, Doblare M. Numerical simulation of bone remodelling around dental implants. *Proc Inst Mech Eng H*. 2011;225(9):897-906.
87. Chou HY, Muftu S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent*. 2010;104(5):293-300.
88. Choi KS, Park SH, Lee JH, Jeon YC, Yun MJ, Jeong CM. Stress distribution on scalloped implants with different microthread and connection configurations using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(3):29-38.
89. de Faria Almeida DA, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF, Jr., de Carvalho PS. Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis. *J Periodontol*. 2014;85(2):261-9.
90. Goellner M, Schmitt J, Karl M, Wichmann M, Holst S. The effect of axial and oblique loading on the micromovement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(2):257-64.
91. Romeed SA, Malik R, Dunne SM. Marginal bone loss influence on the biomechanics of single implant crowns. *J Craniofac Surg*. 2013;24(4):1459-65.
92. Yang TC, Maeda Y, Gonda T. Biomechanical rationale for short implants in splinted restorations: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2011;24(2):130-2.
93. Pellizzer EP, Falcon-Antenucci RM, de Carvalho PS, Sanchez DM, Rinaldi GA, de Aguirre CC, et al. Influence of implant angulation with different crowns on stress distribution. *J Craniofac Surg*. 2011;22(2):434-7.
94. Santiago Junior JF, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PS. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2013;33(8):4700-14.



95. Chang SH, Lin CL, Lin YS, Hsue SS, Huang SR. Biomechanical comparison of a single short and wide implant with monocortical or bicortical engagement in the atrophic posterior maxilla and a long implant in the augmented sinus. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(6):102-11.
96. Pellizzer EP, Carli RI, Falcon-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LM. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):117-22.
97. Yilmaz B, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Comparison of strains for splinted and nonsplinted screw-retained prostheses on short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(6):1176-82.
98. Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SL, Falcon-Antenucci RM, de Carvalho PS, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *J Oral Implantol*. 2013;39(4):425-31.
99. Takahashi JM, Dayrell AC, Consani RL, Nobilo MA, Henriques GE, Mesquita MF. Stress evaluation of implant-abutment connections under different loading conditions: A 3D-FE study. *J Oral Implantol*. 2013;10:10.
100. Moraes SL, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF, Jr., Silva JV. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2013;15:15.
101. Alvarez-Arenal A, Segura-Mori L, Gonzalez-Gonzalez I, Gago A. Stress distribution in the abutment and retention screw of a single implant supporting a prosthesis with platform switching. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(3):112-21.

## **7. ŽIVOTOPIS**

Juraj Brozović rođen je 27. prosinca 1985. godine u Splitu. U rodnom gradu završava prirodoslovno-matematičku gimnaziju (III. Gimnazija, Split) 2004. godine.

Iste godine upisuje Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu, gdje diplomira 2009. godine među studentima s najvišim prosjekom te prvi u generaciji. Dobitnik je triju Dekanovih povelja (2007., 2008. i 2009. godine).

Poslijediplomski doktorski studij upisuje 2009. godine, otkad i radi u privatnoj stomatološkoj ordinaciji u Splitu.

Specijalističko usavršavanje iz oralne kirurgije započinje 2012. godine u Kliničkom bolničkom centru Zagreb.

Autor je više znanstvenih i stručnih radova u međunarodnim i domaćim časopisima te aktivni sudionik međunarodnih i domaćih znanstvenih i stručnih skupova.

Član je Hrvatskog liječničkog zbora, Hrvatskog društva za oralnu kirurgiju, Hrvatskog društva za dentalnu implantologiju te ITI Study Club-a.

Govori engleski, njemački i talijanski jezik.

## POPIS OBJAVLJENIH RADOVA

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;30:17-27.

Gabrić Pandurić D, Blašković M, Brozović J, Sušić M. Surgical treatment of excessive gingival display using lip repositioning technique and laser gingivectomy as an alternative to orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2014;72:404.1-11.

Sušić M, Brozović J, Filipović Zore I, Milenović A, Strinović D, Brkić H, Gabrić Pandurić D. Jaw injuries of Independence Victims from the 1991 War in Croatia. *Coll Antropol.* 2014;38:255-60.

Ćabov T, Kovač Z, Kinkela P, Blašković M, Brozović J. Implantoprotetska rehabilitacija frontalne regije gornje čeljusti u slučaju horizontalnog defekta kosti: istovremeni i odgođeni pristup. *Vjesnik dentalne medicine.* 2014;22:8-15.

Farkaš N, Brozović J, Pavelić B, Šabant A. No-prep ljuskice – poštedna estetska terapija tvrdih zubnih tkiva u fronti. *Medix.* 2014;109/110:221-223.

Blašković M, Gabrić Pandurić D, Katanec D, Brozović J, Gikić M, Sušić M. Primjena trombocitima obogaćenog fibrina u oralnoj kirurgiji. *Medix.* 2012;103:176-81.

Brozović J, Pavelić B. WaveOne - novi pristup - nove mogućnosti. *Medix.* 2012;100:295-8.

Brozović J, Gabrić Pandurić D, Katanec D, Sušić M, Čatić A. Immediate Implant Placement Following Odontogenic Cyst Enucleation: a Case Report. *Acta Stomatol Croat.* 2011;45:52-6.

Pandurić DG, Brozović J, Sušić M, Katanec D, Bego K, Kobler P. Assessing health-related quality of life outcomes after the surgical removal of a mandibular third molar. *Coll Antropol.* 2009;33:437-47.

Gabrić Pandurić D, Brozović J, Sušić M, Katanec D. Kirurška terapija impaktiranih i retiniranih trećih molara. Medix. 2009;80:252-5.