



Bigge Koc Ata¹, Deniz Sen², Fusun Ozer³, Markus B. Blatz³

Effect of Sterilization and Repeated Use on the Deviations of PEEK and Titanium Monoblock Scanbodies

Utjecaj sterilizacije i ponovljene upotrebe PEEK i titanskih monoblok tijela na točnost skeniranja

¹ PhD Student, Istanbul University, Institute of Graduate Studies in Health Sciences, Department of Prosthodontics, Istanbul, Turkey
Sveučilište u Istanbulu, Institut za poslijediplomske studije zdravstvenih znanosti, Odjel za protetiku, Istanbul, Turska

² Professor, Department of Prosthodontics, Istanbul University Faculty of Dentistry, Istanbul, Turkey
Sveučilište u Istanbulu, Stomatološki fakultet, Odjel za protetiku, Istanbul, Turska

³ Professor, School of Dental Medicine, Department of Preventive and Restorative Sciences, University of Pennsylvania, Philadelphia, PA 19104, USA.
Sveučilište Pennsylvania, Stomatološki fakultet, Odjel za preventivne i restaurativne znanosti, Philadelphia, PA 19104, SAD

Abstract

Objective: The study aimed to evaluate the effects of multiple sterilization cycles and repeated clinical use on the stability of monoblock titanium and PEEK scanbodies. **Materials and Methods:** Ten monoblock titanium and PEEK scanbodies were paired up, thus forming a total of ten study groups. Each pair was scanned using an intraoral scanner to record a reference scan. Study groups underwent 30 cycles of tightening, loosening and sterilization, respectively. Scanning was performed after every five cycles, resulting in six study scans per group. Linear (ΔX , ΔY and ΔZ -axis), angular ($\Delta ANGLE$) and three-dimensional (Euclidean distance, ΔEUC) deviations were calculated and compared using two-way ANOVA test. **Results:** The number of repeated cycles was insignificant on scanbody deviations for both of the scanbody materials ($p > 0.05$). The scanbody material had a significant impact, with titanium scanbodies demonstrating significantly higher deviations in ΔX , ΔZ and ΔEUC compared to PEEK scanbodies ($p < 0.05$). **Conclusion:** PEEK scanbodies provided more accurate and consistent digital scans than titanium.

Received: December 3, 2025

Accepted: January 27, 2026

Address for correspondence

Bigge Koc Ata
Prof. Dr. Cavit Orhan Tütengil Street
No.4,
Vezneciler Fatih, İstanbul, Turkey
Phone: +90 539 707 94 39
bigge.koc@ogr.iu.edu.tr

MeSH Terms: Dental Implant-
Abutment Design; Dental Materials;
Materials Testing; Titanium

Author Keywords: Accuracy; digital
scan; scanbody

Bigge Koc Ata <https://orcid.org/0009-0001-4004-6949>
Deniz Sen <https://orcid.org/0000-0003-0347-9187>

Fusun Ozer <https://orcid.org/0000-0003-1213-4957>
Markus B. Blatz <https://orcid.org/0000-0001-6341-7047>

Introduction

Recent advancements in digital dentistry have provided innovative alternatives to traditional impression techniques with the use of digital scanning systems. Digital scanning systems generally involve a scanner and associated software to process the captured data. Digital scans are obtained by capturing optical data directly from a patient's oral structures or indirectly from a diagnostic or definitive cast (1). Intraoral scanners capture the surface details of teeth, tissues, restorations and implant components by projecting light and analyzing reflection to create precise digital models. These models are available immediately for storage, analysis and use in a various clinical applications, thus improving both diagnosis and treatment planning (2-5).

A precise and accurate transfer of the 3-dimensional (3D) implant position is required for passive fit of implant-supported restorations to the generated digital models. The pas-

Uvod

Napredak u digitalnoj stomatologiji omogućio je inovativne alternative tradicionalnim tehnikama otiska korištenjem digitalnih sustava za skeniranje. Ti sustavi općenito uključuju skener i pridruženi softver za obradu snimljenih podataka. Digitalni skenovi dobivaju se snimanjem optičkih podataka izravno u pacijentovim ustima, ili neizravno skeniranjem dijagnostičkoga ili radnoga modela (1). Intraoralni skeneri snimaju površinske detalje zuba, tkiva, restauracija i komponenti implantata projiciranjem svjetlosti i analizom refleksije kako bi stvorili precizne digitalne modele. Ti modeli poboljšavaju dijagnozu i planiranje terapije tako što su odmah dostupni za pohranu, analizu i korištenje u raznim kliničkim primjenama (2 – 5).

Precizan i točan prijenos trodimenzionalnoga (3D) položaja implantata potreban je za pasivan dosjed implantoprotetičkih nadomjestaka na generirane digitalne

sive fit prevents static loads that may form on implants, the prosthetic superstructures or the surrounding tissues, which eventually leads to biological and mechanical complications (6-8). Implant scanbodies are used to acquire accurate digital scans, which is crucial for long term stability and maintenance of implant-supported restorations (9). Scanbodies are defined as markers referring to a transfer coping that is connected to an implant or a multiunit abutment intraorally (1).

Implant scanbodies consist of three components: scan region, body, and the base. Scanbodies digitally register the implant's position and angulation. Their asymmetrical, flat-surfaced geometry improves indexing and surface recognition within CAD (computer aided design) software. Multiple scan regions provide additional reference points, thus enhancing accuracy as intraoral scanners capture point-cloud data. Scanbodies vary in height and diameter, and their mating surface ensures precise seating on the implant platform (9).

Scanbody components when manufactured from the same material are called monoblock. However, scanbodies that combine different materials are also in the market, and are called hybrid scanbodies (9-13). Material selection in the manufacturing of scanbody components is one of the important factors that influence the scanbody performance and subsequently the scan accuracy (14-16). The optical properties of materials used in the scan region directly affect the scanner's ability to detect reference points. Meanwhile, mechanical properties and design of the base component determine how precisely the scanbody fits to the implant platform. A tapered connection between the scanbody base and the implant platform or a material mismatch may cause scanbody to displace from its proper position. These considerations are particularly important since scanbodies are generally designed for multiple uses in clinical practice (9, 11-14, 17).

Materials including poly (ether-ether-ketone) (PEEK) and titanium are used in manufacturing of scanbodies (9,11). Titanium scanbodies are available for multiple uses and are highly resistant to frictional wear. The radiopacity of titanium scanbodies allow the radiographic verification of proper seating and connection between the scanbody base and the implant platform. Matte and anodized titanium scanbody surfaces can be manufactured. However, their underlying reflective surface properties may still cause significant challenges for digital scanning, often leading to inaccuracies in scan data (9, 11-13). Additionally, their enhanced mechanical properties contribute to higher production costs. As a result, single use PEEK scanbodies have become the preferred choice for routine clinical practice (18).

PEEK is a thermoplastic polymer with sufficient mechanical properties for most dental applications. However, compared to titanium, PEEK demonstrates lower mechanical strength and increased susceptibility to wear over time. Additionally, the radiolucent nature of the PEEK prevents radiographic verification of proper scanbody seating, which may compromise clinical outcomes (19-21). The tendency to repeatedly use single use scanbodies has been investigated in recent studies. The effect of sterilization and multiple us-

modele. Takav dosjed sprječava statička opterećenja koja se mogu stvoriti na implantatima, protetičkim suprastrukturama ili okolnim tkivima, što na kraju rezultira biološkim i mehaničkim komplikacijama (6 – 8). Nadogradnje za skeniranje implantata koriste se za dobivanje točnih digitalnih skenova, što je ključno za dugoročnu stabilnost i održavanje implantoprotetičkih nadomjestaka (9). Nadogradnje za skeniranje definirane su kao markeri, tj. transferni nastavak koji je intraoralno spojen na implantat ili *multiunit* nadogradnju (1).

Nadogradnje za skeniranje implantata sastoje se od triju komponenata: zone skeniranja, tijela i baze. One digitalno registriraju položaj i nagib implantata. Njihova asimetrična geometrija s ravnom površinom poboljšava indeksiranje i prepoznavanje površine unutar CAD softvera (računalno potpomognuto projektiranje). Više područja skeniranja obuhvaća dodatne referentne točke, povećavajući točnost, a intraoralni skeneri bilježe podatke o oblaku točaka. Nadogradnje za skeniranje razlikuju se po visini i promjeru, a njihova spojna površina osigurava precizno postavljanje na platformu implantata (9). Komponente nadogradnje za skeniranje, kada su proizvedene od istog materijala, nazivaju se monoblok. Međutim, nadogradnje za skeniranje s kombinacijom različite materijala također su na tržištu i nazivaju se hibridne nadogradnje za skeniranje (9 – 13). Odabir materijala u proizvodnji komponenti nadogradnja za skeniranje jedan je od važnih čimbenika koji utječu na njihove performanse, a time i na točnost skeniranja (14 – 16). Optička svojstva materijala korištenih u zoni skeniranja izravno utječu na mogućnost skenera da detektira referentne točke. S druge strane, mehanička svojstva i dizajn osnovne komponente određuju koliko precizno nadogradnja za skeniranje sjeda u platformu implantata. Konusni spoj između baze nadogradnje za skeniranje i platforme implantata ili neusklađenost materijala mogu prouzročiti pomicanje nadogradnje za skeniranje iz ispravnog položaja. Ta razmatranja posebno su važna jer su nadogradnje za skeniranje općenito dizajnirane za višestruku upotrebu u kliničkoj praksi (9, 11 – 14, 17).

Materijali, uključujući poli(eter-eter-eton) (PEEK) i titanij, upotrebljavaju se u proizvodnji nadogradnji za skeniranje (9, 11). Titanijske nadogradnje pogodne su za višestruku upotrebu i vrlo su otporne na trenje. Njihova radiološka gustoća omogućuje rendgensku provjeru pravilnoga dosjeda i veze između baze nadogradnje za skeniranje i platforme implantata. Mogu se proizvesti mat i anodizirane površine titanijskih nadogradnji za skeniranje. No njihova temeljna reflektirajuća površinska svojstva i dalje mogu prouzročiti značajne poteškoće pri digitalnom skeniranju pa su česte netočnosti u skeniranim podacima (9, 11 – 13). Uz to, njihova poboljšana mehanička svojstva pridonose većim troškovima proizvodnje. Kao rezultat toga, jednokratne PEEK nadogradnje za skeniranje postale su preferirani izbor za rutinsku kliničku praksu (18). PEEK je termoplastični polimer sa zadovoljavajućim mehaničkim svojstvima za većinu stomatoloških primjena. No u usporedbi s titanijem PEEK ima manju mehaničku čvrstoću i povećanu osjetljivost na trošenje tijekom vremena. Osim toga, radiolucentna priroda PEEK-a ne dopušta rendgensku provjeru pravilnoga namještanja nadogradnje za skeniranje, što može ugroziti

age cycles on scanbody deviations was evaluated (18, 22-26). It has been reported that accurate results can be achieved with scanbodies when used according to the manufacturer's instructions (14). However, information regarding clinically acceptable error thresholds following repeated usage and sterilization cycles is limited (6,18).

In clinical practice, achieving precise and accurate digital scans is essential for successful outcomes. However, there remains a significant need for further research to determine the clinically acceptable margin of error for scanbodies that undergo repeated use and autoclave sterilization. This study aimed to evaluate the impact of multiple sterilization cycles and repeated clinical usage on the stability of monoblock scanbodies. The null hypothesis stated that scanbody material and the number of deformative cycles on scanbodies (repeated use and sterilization) have no significant effect on scanbody deviations.

Materials and Methods

Master model preparation and reference scan

In this study, two dental implants BioHorizon Tapered Internal Implant (BIOHORIZONS, Birmingham (AL), USA) (3.8 x 10.5 mm) and Tecom Implant REP (TITANMED S.r.l, Valmadrera (LC), ITALY) (3.5 x 10 mm) were placed in a polymethylmethacrylate (PMMA) partial dentate mandibular model, thus simulating the positions of right first premolar and right first molar. The center-to-center distance between the implants was standardized to 15 mm and their axial angulations were adjusted to be parallel to each other. A surveying device was used to perform drilling and implant placement to eliminate positional errors.

Ten monoblock titanium and ten monoblock PEEK scanbodies (diameter 3.5 mm; Medentika R1400 and ACT SCANBODY AE NP) with similar non-conical connection designs were used in this *in vitro* study. Scanbodies were paired up to form study groups, each study group pair included one monoblock titanium and one monoblock PEEK scanbody. A total of 10 study groups were formed. Scanbodies of each study group screw-retained onto the implants with a torque of 10 Ncm using a digital torque-limiting device, according to manufacturer's instructions (Figure 1). The power analysis was conducted based on the displacement values along the x-axis after sterilization from the study by Diker *et al.*, (26) using a software program (G* Power 3.1.9.4). With a power of 95%, an effect size of 0.97, and an alpha value of 0.05, the minimum sample size was calculated as 12 (6 for each scanbody group). In this study, the sample size of each scanbody type was determined as n=10.

Each study group was scanned using a calibrated intraoral scanner (Primescan Connect version: 5.2.9, Sirona Dental Systems, Germany) prior to any deformative treatment. The acquired data were exported in standard tessellation language (STL) format (ISO 12836), and were used as base-

kliničke ishode (19 – 21). Učinci ponovljene upotrebe nadogradnji za skeniranje za jednokratnu upotrebu istraživali su autori nedavnih studija. Procijenjivali su učinak sterilizacije i višestrukih ponovljenih ciklusa na odstupanja nadogradnji za skeniranje (18, 22 – 26). Izvijestili su da se točni rezultati mogu postići nadogradnjama za skeniranje ako se koriste prema uputama proizvođača (14), ali ograničene su informacije o klinički prihvatljivim pragovima pogreške nakon ponovljene upotrebe i ciklusa sterilizacije (6, 18).

U kliničkoj praksi je postizanje preciznih i točnih digitalnih skenova ključno za uspješne ishode. No i dalje su itekako potrebna daljnja istraživanja kako bi se odredila klinički prihvatljiva margina pogreške za nadogradnje za skeniranje koje se podvrgavaju sterilizaciji u autoklavu i ponovno upotrebljavaju. Cilj ovog istraživanja bio je procijeniti utjecaj višestrukih ciklusa sterilizacije i ponovljene kliničke upotrebe na stabilnost monoblok-nadogradnji za skeniranje. Nulta hipoteza glasila je da je materijal nadogradnje za skeniranje i broj deformativnih ciklusa na tim nadogradnjama (ponovna upotreba i sterilizacija) ne utječu značajano na njihova odstupanja.

Materijali i metode


Priprema radnog modela i referentno skeniranje

U ovoj studiji dva su dentalna implantata BioHorizon Tapered Internal Implant (BIOHORIZONS, Birmingham (AL), SAD) (3,8 x 10,5 mm) i Tecom Implant REP (TITANMED S.r.l, Valmadrera (LC), ITALIJA) (3,5 x 10 mm) postavljena u polimetilmetakrilatni (PMMA) djelomično ozubljeni mandibularni model, simulirajući položaje prvoga desnog pretkutnjaka i prvoga desnog kutnjaka. Razmak od središta do središta između implantata standardiziran je na 15 mm, a njihovi aksijalni kutovi podešeni su tako da budu uzajamno paralelni. Za bušenje i postavljanje implantata korišten je poseban uređaj kako bi se uklonile pogreške u položaju.

U ovoj studiji *in vitro* korišteno je deset monoblok-titanijskih i deset monoblok-PEEK nadogradnji za skeniranje (promjer 3,5 mm; Medentika R1400 i ACT SCANHODY AE NP) sa sličnim dizajnom kao nekonusni spoj. Skenirane nadogradnje sparene su u studijske skupine, a svaki par uključivao je jednu monoblok-titanijsku i jednu monoblok-PEEK nadogradnju za skeniranje. Ukupno je formirano 10 studijskih skupina. Nadogradnje za skeniranje svake studijske skupine pričvršćene su vijcima na implantate s momentom zatezanja od 10 Ncm s pomoću digitalnog uređaja za ograničavanje momenta, prema uputama proizvođača (slika 1.). Analiza snage obavljena je na temelju vrijednosti pomaka duž x-osi nakon sterilizacije iz studije Dikera i suradnika (26) korištenjem softverskog programa (G* Power 3.1.9.4). Sa snagom od 95 %, veličinom učinka od 0,97 i alfa vrijednošću od 0,05, minimalna veličina uzorka izračunata je kao 12 (6 za svaku skupinu skeniranih tijela). U ovoj studiji je veličina uzorka svake vrste skenirane nadogradnje određena kao n = 10.

Svaka studijska skupina skenirana je kalibriranim intraoralnim skenerom (Primescan Connect verzija: 5.2.9, Sirona

Table 1 Detailed information about the scanbodies
Tablica 1. Detaljne informacije o skenirajućim tijelima

Scanbody • Nadogradnja za skeniranje	Medentika R1400 scanbody, anodized monoblock titanium • Medentika R1400 nadogradnja za skeniranje, anodizirani monoblok titanija	ACT SCANBODY AE NP Ø 3.5, ACTPPR075 monoblock PEEK	
Compatible Implant System • Kompatibilni implantološki sustav	Compatible with BioHorizon Tapered Internal Implant system • Kompatibilno s BioHorizon sustavom konusnih unutarnjih implantata	Compatible with Tecom Implant CC system • Kompatibilno sa sustavom Tecom Implant CC	
Platform Diameter (mm) • Promjer platforme (mm)	3.5	3.5	
Tightening Torque Value (Ncm) • Vrijednost momenta zatezanja (Ncm)	10	10	
Number of clinically reliable use • Broj klinički pouzdanih upotreba	100 life cycles • 100 ciklusa	Single use • jednokratne	

line reference scans to further analysis. Detailed information about the scanbodies was summarized in Table 1.

Sterilization and repeated use

Each study group was untightened after the reference scan and subjected to sterilization. Cleaning and steam autoclave sterilization process was carried out according to the manufacturer's instructions (27), which includes submerging the scanbodies into a 15-20 °C mild alkaline cleaning solution for 15 minutes. During immersion, scanbodies were brushed with a soft bristle brush (Curaprox CS 5460) for 30 seconds and rinsed intensively for 1 minute under running water. The scanbodies were dried on an absorbent paper and packed to go into autoclave sterilization. Steam autoclave sterilization was performed at 134° C for 3 minutes, followed by a drying period of 20 minutes (steam sterilizer confirming to ISO 17665). Following steam autoclave sterilization, the scanbodies were reattached to the implants and tightened to the recommended torque using the same digital torque-limiting device. The entire procedure was defined as one sterilization cycle. Titanium and PEEK scanbodies were subjected to the exact same cleaning and steam autoclave sterilization cycle as described above in order to evaluate the effect of deformation on scanbody material.

Study scans

Each scanbody pair underwent exactly the same 30 cycles of tightening, loosening and sterilization respectively. Scanning was performed after every five cycles, resulting in six study scans per group (scans 1- 6). Scanning started from the terminal molar adjacent to the scanbodies and continued with the lingual surfaces of the complete arch. Then the angle of the scanner was rotated towards the occlusal plane and the arch was scanned. Finally, to finish the scanning, the facial surfaces were scanned as it was recommended in manufacturer's instructions. Care was taken to ensure that entire surface of each scanbody was fully captured. Scanning started at the terminal molar region near the scanbodies to min-

na Dental Systems, Njemačka) prije bilo kakva deformativnog tretmana. Prikupljeni podaci uneseni su u STL formatu (ISO 12836) i korišteni kao osnovni referentni skenovi za daljnju analizu. Detaljne informacije o nadogradnjama za skeniranje sažete su u tablici 1.

Sterilizacija i ponovljena upotreba

U svakoj studijskoj skupini nadogradnje su nakon referentnog skeniranja otpuštene i podvrgnute sterilizaciji. Postupak čišćenja i sterilizacije u autoklavu obavljen je prema uputama proizvođača (27), što uključuje 15-minutno uranjanje nadogradnje za skeniranje u blago alkalnu otopinu za čišćenje temperature od 15 do 20 °C. Tijekom uranjanja nadogradnje su 30 sekunda četkane mekanom četkicom (Curaprox CS 5460) i zatim intenzivno ispirane jednu minutu pod tekućom vodom. Nakon toga su osušene na upijajućem papiru i pakirane za sterilizaciju u autoklavu. Sterilizacija u autoklavu obavljena je na 134 °C tijekom tri minute, nakon čega je slijedilo 20-minutno sušenje (sterilizacija parom u skladu s ISO 17665). Nakon sterilizacije u autoklavu, nadogradnje za skeniranje ponovno su pričvršćene na implantate i zategnute preporučenim momentom s pomoću istoga digitalnog uređaja za ograničavanje momenta zatezanja. Cijeli postupak definiran je kao jedan ciklus sterilizacije. Titanijeve i PEEK- nadogradnje za skeniranje podvrgnute su jednakom ciklusu čišćenja i sterilizacije u autoklavu kao što je već opisano kako bi se procijenio učinak deformacije na njihov materijal.

Studijski skenovi

Svaki par nadogradnji za skeniranje imao je točno 30 jednakih ciklusa zatezanja, otpuštanja i sterilizacije. Skeniranje je provedeno poslije svakih pet ciklusa, što je rezultiralo sa šest studijskih skenova po skupini (sken 1 – 6). Skeniranje je počelo od zadnjeg kutnjaka uz nadogradnju za skeniranje i nastavilo se s lingvalnim površinama cijeloga luka. Zatim je kut skenera rotiran prema okluzalnoj ravnini i luk je skeniran. Konačno, za završetak skeniranja, facijalne površine skenirane su prema preporuci proizvođača. Pazilo se da se osigura da je cijela površina svake nadogradnje za skeniranje snimljena u cijelosti. Skeniranje je počelo na području zadnjeg kutnjaka u blizini nadogradnje da bi se smanjila od-

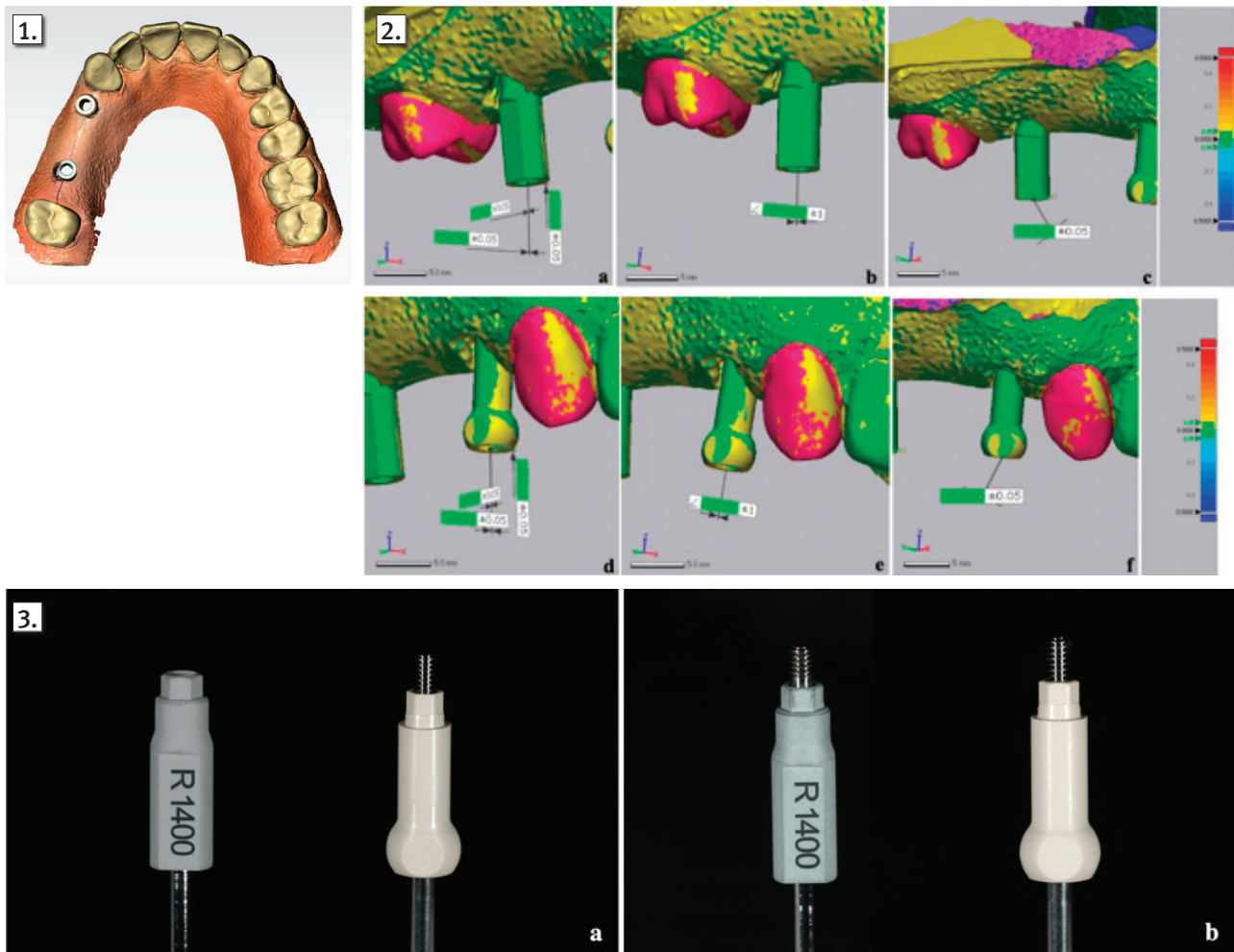


Figure 1 Scanning image of the study model. Monoblock titanium and monoblock PEEK scanbodies were screw retained onto the implants in a PMMA partial dentate mandibular model, simulating the positions of right first premolar and right first molar. The center-to-center distance between the implants were standardized to 15 mm.

Slika 1. Skenirana slika studijskog modela. Monoblok titanijeva i monoblok PEEK tijela za skeniranje pričvršćena su vijcima na implantate u PMMA modelu djelomično dentatne mandibule, simulirajući položaje desnog prvog premolara i desnog prvog molara. Udaljenost od središta do središta između implantata standardizirana je na 15 mm.

Figure 2 Scanbody deviations for Group 1 study scan 1 (5 cycles) were calculated after the alignment of baseline reference scan with the study scan at Geomagic Control X software. Linear ($\Delta X = 0.0274$, $\Delta Y = 0.0202$, $\Delta Z = 0.0296$) deviation values (a), angular deviation ($\Delta \text{ANGLE} = 0.3191^\circ$) (b) and Euclidean distance ($\Delta \text{EUC} = 0.0451$) (c) were measured for titanium scanbody. Linear ($\Delta X = 0.0318$, $\Delta Y = 0.0645$, $\Delta Z = 0.0293$) deviation values (d), angular deviation ($\Delta \text{ANGLE} = 0.416^\circ$) (e) and Euclidean distance ($\Delta \text{EUC} = 0.0776$) (f) were measured for PEEK scanbody.

Slika 2. Odstupanja tijela za studijsko skeniranje Grupe 1 (5 ciklusa) izračunata su nakon poravnjanja referentnog skeniranja osnovne linije sa studijskim skeniranjem u Geomagic Control X softveru. Za titanijevo tijelo za skeniranje izmjerene su linearne ($\Delta X = 0,0274$, $\Delta Y = 0,0202$, $\Delta Z = 0,0296$) vrijednosti odstupanja (a), kutno odstupanje ($\Delta \text{ANGLE} = 0,3191^\circ$) (b) i euklidska udaljenost ($\Delta \text{EUC} = 0,0451$) (c). Za PEEK scanbody izmjerene su vrijednosti linearnog ($\Delta X = 0,0318$, $\Delta Y = 0,0645$, $\Delta Z = 0,0293$) odstupanja (d), kutnog odstupanja ($\Delta \text{ANGLE} = 0,416^\circ$) (e) i euklidske udaljenosti ($\Delta \text{EUC} = 0,0776$) (f).

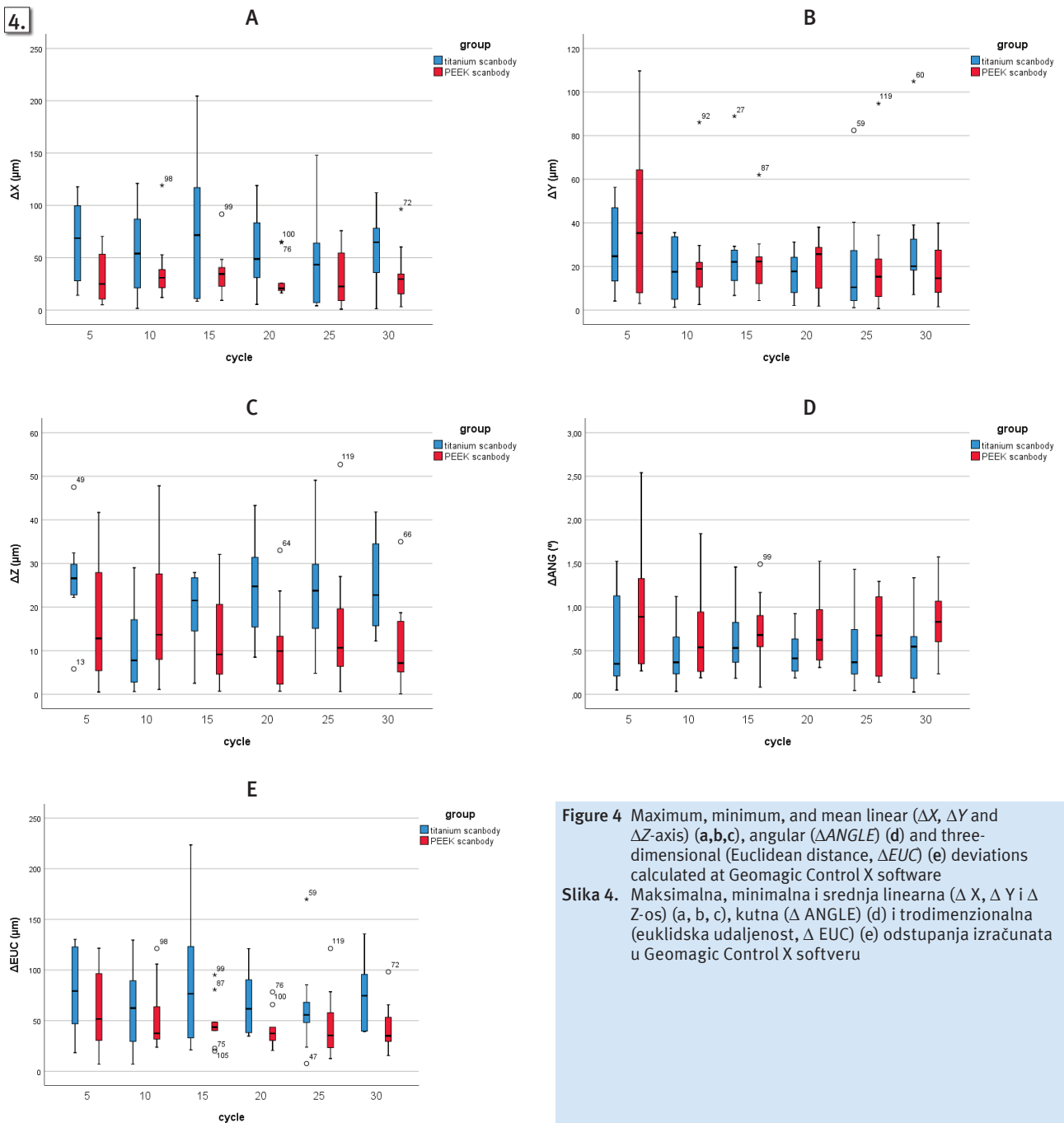
Figure 3 Scanbody pair used in Group 5 before baseline reference scan (a), after 30 cycles (b)

Slika 3. Par tijela za skeniranje korišten u Grupi 5 prije referentnog skeniranja osnovne linije (a), nakon 30 ciklusa (b)

imize stitching related deviations as the scan area increased, and this scan path was used for each scan. All scanning was conducted by the same operator with the same intraoral scanner used as in the baseline reference scans (Primescan Connect version: 5.2.9, Sirona Dental Systems, Germany) under consistent environmental conditions to eliminate variables related to the lighting or the operator technique. The intraoral scanner was calibrated prior to each study scan.

In this study, each scan was performed using an intraoral scanner following standard clinical protocols. Baseline reference scans were first obtained for the new scanbody on each

stupanja povezana sa smanjenjem snimki kako se područje skeniranja povećavalo, a ta je putanja skeniranja korištena za svako skeniranje. Sva skeniranja obavio je isti operater s istim intraoralnim skenerom koji je korišten za osnovne referentne skenove (Primescan Connect verzija: 5.2.9, Sirona Dental Systems, Njemačka) u konzistentnim uvjetima okoline da bi se eliminirale varijable povezane s osvjetljenjem ili tehnikom operatera. Intraoralni skener kalibriran je prije svakoga studijskog skeniranja. U ovoj studiji je svako skeniranje provedeno intraoralnim skenerom prema standardnome kliničkom protokolu. Najprije su dobivene osnovne referentne



model. These were then compared with subsequent scans acquired after the scanbody had undergone the designated number of deformative cycles. Deviations in the scanbody were assessed based on this comparison method, which has been previously reported in the literature (18).

SEM (scanning electron microscope) evaluation

A randomly selected study group was evaluated for surface texture changes at both the base and scanning regions. Scanning electron microscopy (SEM) was performed using the Thermo Scientific Axia ChemiSEM system, with images captured both before the baseline scan and following the

snimke za novu nadogradnju za skeniranje na svakom modelu. Zatim su uspoređeni sa sljedećim snimkama dobivenima nakon što je nadogradnja za skeniranje prošla određeni broj deformacijskih ciklusa. Odstupanja u nadogradnji za skeniranje procijenjena su na temelju ove metode usporedbe koja je prethodno opisana u literaturi (18).

SEM (skenirajući elektronski mikroskop) analiza

Nasumično odabrana studijska skupina procijenjena je s obzirom na promjene površinske teksture na području skeniranja. Skenirajuća elektronska mikroskopija (SEM) provedena je s pomoću sustava Thermo Scientific Axia ChemiSEM, sa slikama snimljenima i prije osnovnog skeniranja i poslije

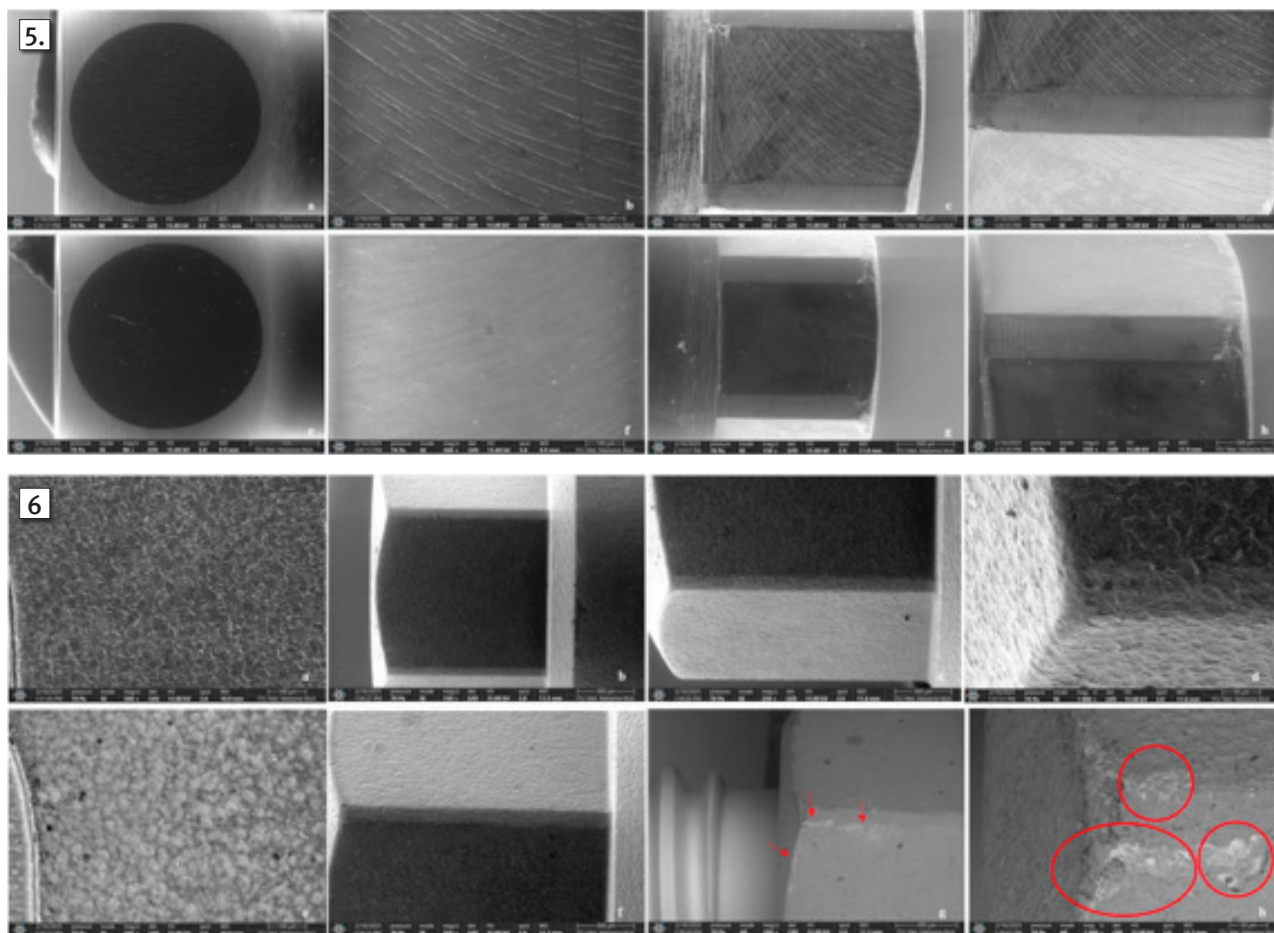


Figure 5 SEM microscope images of the monoblock PEEK scanbody. Microscopy evaluation of the scanning area (a,b) and the base (c,d) prior to any deformative treatment was performed. After 30 cycles of sterilization scanning area (e,f) and the base (g,h) of the PEEK scanbody was re-evaluated.

Slika 5. SEM mikroskopske slike monoblokovnog PEEK tijela za skeniranje. Mikroskopska evaluacija područja skeniranja (a, b) i baze (c, d) prije bilo kakve deformacijske obrade provedena je. Nakon 30 ciklusa sterilizacije, područje skeniranja (e, f) i baza (g, h) PEEK tijela za skeniranje ponovno su procijenjeni.

Figure 6 SEM microscope images of the monoblock titanium scanbody. Microscopy evaluation of the scanning area (a) and the base (b,c,d) prior to any deformative treatment was performed. After 30 cycles of sterilization, scanning area (e) and the base (f) of the titanium scanbody was re-evaluated. Back scatter images demonstrated reflective surfaces (g,h).

Slika 6. SEM mikroskopske slike monoblokovnog titanskog tijela za skeniranje. Mikroskopska evaluacija područja skeniranja (a) i baze (b, c, d) prije bilo kakve deformacijske obrade provedena je. Nakon 30 ciklusa sterilizacije, područje skeniranja (e) i baza (f) titanskog tijela za skeniranje ponovno su procijenjeni. Slike povratnog raspršenja pokazale su reflektirajuće površine (g, h).

completion of 30 cycles. The microscope's working distance was maintained between 1 mm and 100 μm , and images were obtained at magnifications ranging from 250x-500x.

Data processing

The effects of repeated tightening, untightening, and sterilization cycles on monoblock implant scanbodies were evaluated by measuring linear (ΔX , ΔY and ΔZ -axis), angular ($\Delta ANGLE$) and three-dimensional (Euclidean distance, ΔEUC) deviations. All study scans were stored in the STL format and imported into a metrology software program (Geomagic Control X 2018, 3D Systems Rock Hill, SC, USA) (0.01 mm tolerance) for analysis. Alignment and comparison with the baseline reference scan were performed using a local best-fit algorithm to calculate deviation values (Figure 2). Additionally, surface alterations were assessed through scanning electron microscopy (SEM). Macro imag-

završetka 30. ciklusa. Radna udaljenost mikroskopa održavana je između 1 mm i 100 μm , a slike su dobivene pri povećanjima u rasponu od 250 do 500 puta.

Obrada podataka

Učinci ponovljenih ciklusa zatezanja, otpuštanja i sterilizacije na monoblok-nadogradnje za skeniranje procijenjeni su mjerenjem linearnih (ΔX , ΔY i ΔZ -os), kutnih ($\Delta ANGLE$) i trodimenzionalnih (euklidska udaljenost, ΔEUC) odstupanja. Svi studijski skenovi pohranjeni su u STL formatu i uvezeni za analizu u metrološki softverski program (Geomagic Control X 2018, 3D Systems Rock Hill, SC, USA) (tolerancija 0,01 mm). Poravnanje i usporedba s referentnim skeniranjem s baznom linijom učinjeni su korištenjem lokalnoga algoritma najboljeg prilagođavanja za izračun vrijednosti odstupanja (slika 2.). Dodatno, promjene površine procijenjene su skenirajućom elektronskom mikroskopijom (SEM). Ma-

es obtained from the scanbody pair of Group 5 before the baseline reference scan and after 30 cycles were presented in Figure 3.

Statistical Analysis

All statistical analyses were performed using a statistical software program (SPSS version 26.0, IBM Corp.). Mean and standard deviation values were calculated for descriptive statistics. The conformity of the data to normal distribution was assessed using the Shapiro-Wilk test and histograms. The effects of multiple sterilization cycles, repeated clinical usage, and scanbody material on ΔX , ΔY , ΔZ , ΔANG and ΔEUC values were compared using two-way ANOVA test. Post-hoc pairwise comparisons were made using Bonferroni correction. The level of significance was determined as 0.05.

Results

Calculated linear (ΔX , ΔY and ΔZ -axis), angular (ΔANG) and three-dimensional (Euclidean distance, ΔEUC) deviations were demonstrated in Figure 4. Descriptive statistics (mean \pm standard deviation) of ΔX , ΔY , ΔZ , ΔEUC and ΔANG values for each study scan (scans 1-6) and two-way ANOVA test results were demonstrated in Table 2 and Table 3.

The obtained results showed that number of repeated sterilization cycles on ΔX deviations was statistically insignificant ($p=0.803$) however, it was significantly affected by the scanbody material ($p=0.008$). Titanium scanbodies displayed significantly higher ΔX deviations than PEEK scanbodies.

kroslike dobivene s para skeniranih nadogradnji skupine 5 prije referentnog skeniranja s baznom linijom i poslije 30. ciklusa vidi na slici 3.

Statistička analiza

Sve statističke analize obavljene su u statističkom softverskom programu (SPSS verzija 26.0, IBM Corp.). Srednje vrijednosti i vrijednosti standardne devijacije izračunate su za deskriptivnu statistiku. Usklađenost podataka s normalnom distribucijom procijenjena je Shapiro-Wilkovim testom i histogramima. Utjecaj višestrukih ciklusa sterilizacije, ponovljene kliničke upotrebe i materijala nadogradnji za skeniranje na vrijednosti ΔX , ΔY , ΔZ , ΔANG i ΔEUC uspoređen je dvosmjernim testom ANOVA. Post-hoc parne usporedbe provedene su s Bonferronijevom korekcijom. Razina značajnosti određena je kao 0,05.

Rezultati

Izračunata linearna (ΔX , ΔY i ΔZ -os), kutna (ΔANG) i trodimenzionalna (euklidska udaljenost, ΔEUC) odstupanja prikazana su na slici 4. Deskriptivna statistika (srednja vrijednost \pm standardna devijacija) vrijednosti ΔX , ΔY , ΔZ , ΔEUC i ΔANG za svako proučavano skeniranje (skenovi 1 – 6) i rezultati dvosmjernoga testa ANOVA nalaze se u tablicama 2. i 3.

Rezultati su pokazali da je broj ponovljenih ciklusa sterilizacije na ΔX odstupanjima bio statistički neznačajan ($p = 0,803$), no na njega je značajno utjecao materijal nadogradnje za skeniranje ($p = 0,008$). Titanijske nadogradnje pokazale su značajno veća ΔX odstupanja od PEEK-a.

Višestruki ciklusi sterilizacije i materijal nadogradnje za skeniranje nisu značajno utjecali na odstupanja na ΔY -osi ni

Table 2 Descriptive statistics (mean \pm standard deviation) of ΔX , ΔY , ΔZ , ΔEUC and ΔANG values for each study scan (scans 1-6)
Tablica 2. Deskriptivna statistika (srednja +/- standardna devijacija)

		ΔX (μm)	ΔY (μm)	ΔZ (μm)	ΔEUC (μm)	ΔANG ($^\circ$)
Study scan 1 (5 cycles) • Studijski sken 1 (5 ciklusa)	Titanium scanbody • Titanijska nadogradnja za skeniranje	64.72 \pm (38.75)	29.40 \pm (19,46)	26.49 \pm (10.34)	78.40 \pm (39.43)	0.58 \pm (0.53)
	PEEK scanbody • PEEK nadogradnja za skeniranje	31.34 \pm (24.20)	40.79 \pm (36.04)	16.31 \pm (13.68)	59.18 \pm (37.76)	0.96 \pm (0.69)
Study scan 2 (10 cycles) • Studijski sken 2 (10 ciklusa)	Titanium scanbody • Titanijska nadogradnja za skeniranje	54.32 \pm (39.77)	17.50 \pm (13.66)	11.51 \pm (10.18)	62.05 \pm (37.91)	0.44 \pm (0.31)
	PEEK scanbody • PEEK nadogradnja za skeniranje	38.27 \pm (30.88)	23.40 \pm (23.38)	19.10 \pm (15,55)	53.93 \pm (33.96)	0.69 \pm (0.51)
Study scan 3 (15 cycles) • Studijski sken 3 (15 ciklusa)	Titanium scanbody • Titanijska nadogradnja za skeniranje	79.30 \pm (70.60)	26.39 \pm (23.27)	19.89 \pm (7.92)	91.08 \pm (67.59)	0.66 \pm (0.43)
	PEEK scanbody • PEEK nadogradnja za skeniranje	36.25 \pm (22.82)	22.25 \pm (16,24)	13.57 \pm (11.24)	48.23 \pm (23.26)	0.74 \pm (0.39)
Study scan 4 (20 cycles) • Studijski sken 4 (20 ciklusa)	Titanium scanbody • Titanijska nadogradnja za skeniranje	58.18 \pm (38,15)	16.73 \pm (9,27)	24.68 \pm (11,29)	68.81 \pm (33,98)	0.48 \pm (0.26)
	PEEK scanbody • PEEK nadogradnja za skeniranje	29.16 \pm (18,97)	22.05 \pm (12,28)	11.22 \pm (10,35)	41.53 \pm (18,05)	0.74 \pm (0.40)
Study scan 5 (25 cycles) • Studijski sken 5 (25 ciklusa)	Titanium scanbody • Titanijska nadogradnja za skeniranje	45.97 \pm (45,05)	20.53 \pm (25,13)	23.49 \pm (12,16)	62.55 \pm (43,46)	0.53 \pm (0.44)
	PEEK scanbody • PEEK nadogradnja za skeniranje	29.27 \pm (25,69)	22.01 \pm (27,45)	15.21 \pm (15,19)	45.19 \pm (33,49)	0.67 \pm (0.45)
Study scan 6 (30 cycles) • Studijski sken 6 (30 ciklusa)	Titanium scanbody • Titanijska nadogradnja za skeniranje	57.78 \pm (31,82)	29.29 \pm (28,12)	24.73 \pm (10,35)	73.71 \pm (34,52)	0.52 \pm (0,40)
	PEEK scanbody • PEEK nadogradnja za skeniranje	32.85 \pm (27,60)	16.52 \pm (12,51)	10.88 \pm (10,44)	43.27 \pm (24,14)	0.83 \pm (0,41)

Table 3 Two-way repeated measures variance analysis results (ANOVA)
Tablica 3. Rezultati dvosmjerne ponovljene analize varijance (ANOVA)

		Degree of freedom • Stupanj slobode	F	Significance • Statistička značajnost	Partial Eta Squared • Parcijalna Eta kvadratna
ΔX	Scanbody type (titanium/PEEK) • Vrsta nadogradnje za skeniranje (titanij/PEEK)	1	9,034	0,008*	0,334
	Number of sterilization cycles • Broj ciklusa sterilizacije	5	0,758	0,583	0,040
	Interaction of scanbody type and number of sterilization cycles • Interakcija vrste nadogradnje za skeniranje i broja ciklusa sterilizacije	5	0,463	0,803	0,025
ΔY	Scanbody type (titanium/PEEK) • Vrsta nadogradnje za skeniranje (titanij/PEEK)	1	0,042	0,840	0,002
	Number of sterilization cycles • Broj ciklusa sterilizacije	5	1,771	0,127	0,090
	Interaction of scanbody type and number of sterilization cycles • Interakcija vrste nadogradnje za skeniranje i broja ciklusa sterilizacije	5	0,980	0,435	0,052
ΔZ	Scanbody type (titanium/PEEK) • Vrsta nadogradnje za skeniranje (titanij/PEEK)	1	5,368	0,033*	0,230
	Number of sterilization cycles • Broj ciklusa sterilizacije	5	0,853	0,516	0,045
	Interaction of scanbody type and number of sterilization cycles • Interakcija vrste nadogradnje za skeniranje i broja ciklusa sterilizacije	5	2,998	0,015*	0,143
ΔEUC	Scanbody type (titanium/PEEK) • Vrsta nadogradnje za skeniranje (titanij/PEEK)	1	6,504	0,020*	0,265
	Number of sterilization cycles • Broj ciklusa sterilizacije	5	0,815	0,542	0,043
	Interaction of scanbody type and number of sterilization cycles • Interakcija vrste nadogradnje za skeniranje i broja ciklusa sterilizacije	5	0,630	0,678	0,034
ΔANG	Scanbody type (titanium/PEEK) • Vrsta nadogradnje za skeniranje (titanij/PEEK)	1	2,793	0,112	0,134
	Number of sterilization cycles • Broj ciklusa sterilizacije	5	0,996	0,403	0,052
	Interaction of scanbody type and number of sterilization cycles • Interakcija vrste nadogradnje za skeniranje i broja ciklusa sterilizacije	5	0,517	0,678	0,028

Multiple sterilization cycles and scanbody material were not significant on scanbody deviations calculated at the ΔY axis for any of the groups ($p=0,127$; $p=0,435$). Similarly, repeated sterilization cycles had no significant effect on ΔZ deviations ($p=0,516$). However, scanbody material significantly affected vertical displacement of the scanbodies ($p=0,033$). Titanium scanbodies displayed significantly higher ΔZ deviations than PEEK scanbodies. The interaction between scanbody material and number of sterilization cycles was also significant on ΔZ axis ($p=0,015$).

The number of sterilization cycles had no significant effect on ΔEUC deviations ($p=0,542$) but titanium scanbodies demonstrated significantly higher ΔEUC values than PEEK scanbodies ($p=0,020$). ΔANG deviations were not statistically significant for any of the variances ($p=0,112$; $p=0,403$; $p=0,678$).

Post-hoc pairwise comparisons were conducted to evaluate each interaction.

The interaction between scanbody type (titanium/PEEK) and number of sterilization cycles was evaluated on ΔX axis for titanium and PEEK scanbodies at study scans 1 (5 cycles) and 4 (20 cycles) and found to be significantly different from each other ($p=0,033$; $p=0,045$). After pairwise compar-

za jednu od skupina ($p = 0,127$; $p = 0,435$). Slično tomu, ponovljeni ciklusi sterilizacije nisu značajno utjecali na ΔZ odstupanja ($p = 0,516$). Međutim, materijal nadogradnje za skeniranje značajno je utjecao na vertikalni pomak ($p = 0,033$). Titanijske nadogradnje za skeniranje pokazale su značajno veća ΔZ odstupanja od PEEK-a. Interakcija između materijala nadogradnje za skeniranje i broja ciklusa sterilizacije također je bila značajna na ΔZ -osi ($p = 0,015$).

Broj ciklusa sterilizacije nije značajno utjecao na ΔEUC odstupanja ($p = 0,542$), ali titanijske nadogradnje za skeniranje pokazale su značajno veće ΔEUC vrijednosti od PEEK-a ($p = 0,020$). ΔANG odstupanja nisu bila statistički značajna ni za jednu varijancu ($p = 0,112$; $p = 0,403$; $p = 0,678$).

Obavljene su post-hoc usporedbe parova kako bi se procijenila svaka interakcija.

Interakcija između vrste nadogradnje za skeniranje (titan/PEEK) i broja ciklusa sterilizacije procijenjena je na ΔX -osi za nadogradnje za skeniranje od titanija i PEEK-a na studijskim snimkama 1 (5 ciklusa) i 4 (20 ciklusa) te je utvrđeno da se značajno razlikuju ($p = 0,033$; $p = 0,045$). Nakon parnih usporedbi s Bonferronijevom korekcijom, ΔX odstupanja za tipove nadogradnji za skeniranje nisu bila statistički značajna ($p > 0,05$).

isons, the corrections were made with Bonferroni, and ΔX deviations for scanbody types were not statistically significant ($p > 0.05$).

When the interaction between scanbody type and number of sterilization cycles was evaluated, ΔZ deviations of titanium scanbodies at study scans 4 (20 cycles) and 6 (30 cycles) were found to be significantly higher than those of PEEK scanbodies ($p = 0.012$; $p = 0.008$). However, pairwise comparisons with Bonferroni correction showed that there was no statistically significant difference at the ΔZ axis ($p > 0.05$).

Scanbody type and number of sterilization cycles were evaluated, ΔEUC values of titanium scanbodies at study scans 4 (20 cycles) and 6 (30 cycles) were found to be significantly higher than those of PEEK scanbodies ($p = 0.038$; $p = 0.035$). No statistically significant difference was observed in the ΔEUC values of both scanbodies when pairwise comparisons with Bonferroni correction were made ($p > 0.05$).

SEM evaluation

Scanbodies of a randomly selected study group was made prior to evaluation of experiment for surface texture at both the base and scanning regions. Titanium and PEEK scanbodies maintained their overall form after 30 cycles of steam autoclave sterilization. Nevertheless, some surface alterations were observed. Milling marks on the PEEK scanbody were mildly softened and back scatter imaging demonstrated reflective surfaces at the base of the titanium scanbody (Figure 5 and 6).

Discussion

In this study, the impact of scanbody material and the number of deformative cycles on scanbody deviations was assessed by examining the effects of multiple sterilization cycles and repeated clinical use on titanium and PEEK monoblock scanbodies. Results demonstrated that the number of sterilization cycles had no significant effect on any of the calculated values. However, scanbody material significantly affected scanbody deviations on linear and three-dimensional measurements (ΔX , ΔZ and ΔEUC). Therefore, the null hypothesis was rejected.

Several studies have shown that differences in material properties can affect scanning accuracy (10, 14, 15, 28). The study stated that monoblock scanbodies demonstrated higher accuracy compared to hybrid scanbodies due to microscopic mismatch between the base and body material (14) however, the mismatch between the base material and implant platform material, which results in displacement of the scanbody, has also been pointed out (10, 28). In order to investigate the impact of repeated tightening and loosening on the material deformation of the base component and the influence of this deformation on the stability of scanbody to the implant platform, this study tested monoblock scanbodies and calculated deviation values.

PEEK scanbodies are generally recommended for single use however, under proper sterilization protocols, visual inspection and tactile control of the seating they can be considered for prolonged use (18, 22, 24, 25, 29). Material defor-

Kada je procijenjena interakcija između vrste nadogradnje za skeniranje i broja ciklusa sterilizacije, utvrđeno je da su ΔZ odstupanja nadogradnji za skeniranje od titanija na snimkama studije 4 (20 ciklusa) i 6 (30 ciklusa) značajno veća od onih za nadogradnje za skeniranje od PEEK-a ($p = 0,012$; $p = 0,008$). Međutim, parne usporedbe s Bonferronijevom korekcijom pokazale su da nije bilo statistički značajne razlike na ΔZ -osi ($p > 0,05$).

Procijenjeni su tip nadogradnje za skeniranje i broj ciklusa sterilizacije, a vrijednosti ΔEUC -a titanijskih nadogradnji na studijskim snimkama 4 (20 ciklusa) i 6 (30 ciklusa) bile su značajno više od onih za PEEK nadogradnje ($p = 0,038$; $p = 0,035$). Nije uočena statistički značajna razlika u vrijednostima ΔEUC -a obiju vrsta nadogradnji za skeniranje kada su učinjene parne usporedbe s Bonferronijevom korekcijom ($p > 0,05$).

SEM analiza

Nadogradnje za skeniranje nasumično odabrane studijske skupine prije eksperimenta procijenjene su s obzirom na teksturu površine i na bazi i u zoni skeniranja. Titanijske i PEEK nadogradnje zadržale su svoj ukupni oblik nakon 30 ciklusa sterilizacije u autoklavu, ali su uočene neke promjene na površini. Tragovi glodanja na PEEK nadogradnji prije tretmana bili su blago omekšani, a snimanje povratnoga raspršenja pokazalo je reflektirajuće površine na bazi titanijske nadogradnje (slike 5. i 6.).

Rasprava

U ovoj studiji je utjecaj materijala nadogradnje za skeniranje i broja deformativnih ciklusa na odstupanja procijenjen ispitivanjem učinaka višestrukih ciklusa sterilizacije i ponovljene kliničke upotrebe monoblok-nadogradnji od titanija i PEEK-a. Rezultati su pokazali da broj ciklusa sterilizacije nije značajno utjecao ni na jednu izračunatu vrijednost. Međutim, materijal nadogradnje za skeniranje značajno je utjecao na odstupanja linearnih i trodimenzionalnih mjerenja (ΔX , ΔZ i ΔEUC) i zato je nulta hipoteza odbačena.

U nekoliko studija autori su pokazali da razlike u svojstvima materijala mogu utjecati na točnost skeniranja (10, 14, 15, 28). U jednoj je navedeno da monoblok-nadogradnje za skeniranje pokazuju veću točnost u usporedbi s hibridnim nadogradnjama zbog mikroskopskog neusklađivanja između baze i materijala tijela (14), no istaknuto je i neusklađivanje između baze i materijala platforme implantata koje rezultira pomicanjem nadogradnje za skeniranje (10, 28). Da bi se istražio utjecaj ponovljenog zatezanja i otpuštanja na deformaciju materijala osnovne komponente i utjecaj te deformacije na stabilnost nadogradnje za skeniranje na platformi implantata, u ovoj su studiji testirane monoblok-nadogradnje za skeniranje i izračunate vrijednosti odstupanja. PEEK nadogradnje za skeniranje općenito se preporučuju za jednokratnu upotrebu, no uz odgovarajuće protokole sterilizacije, vizualni pregled i taktilnu kontrolu dosjeda mogu se razmotriti i za dulju upotrebu (18, 22, 24, 25, 29). Deformacija materijala zbog ponovljene upotrebe i sterilizacije, u kombi-

mation due to repeated use and sterilization when combined with factors such as implant angulation, increased inter-implant distance or decreased exposure height significantly affects the overall implant scanning accuracy (22-26, 28, 30-33). Based on this knowledge, the implants in this study were positioned at 15 mm intervals, with their axial angulations adjusted to be parallel to each other, and monoblock scanbodies were selected at the same height, same platform diameter. With the use of a tissue punch, scanbodies were fully exposed from any tissue mouldage around them to precisely evaluate the null hypothesis and eliminate any other interfering factors. Seating of the scanbody base to the implant platform was visually inspected under 3.5 X magnification (Galilean loupe, Examvision, Denmark) and tactilely controlled after screw tightening. Radiographic verification was not required due to the radiolucency of PEEK scanbodies.

The correlation between screw tightening torque value and scanbody displacement was investigated in previous studies (10, 23, 26, 28). The base of the scanbody presented higher vertical displacements when manufactured from PEEK material, compared to that made of titanium (26, 28). Wear could be detrimental to the proper seating in complete arch restorations (23). This issue may be prevented by avoiding tapered connection designs (28). A calibrated tightening tool instead of hand tightening and 10 Ncm or lower torque values were recommended for PEEK scanbodies, to better control the scanbody screw tightening torque value (26). In this study, similar connection designs at the base and a scanbody geometry that prevents vertical displacement by providing a vertical stop during screw tightening were used. Scanbodies were screw-retained onto the implants with a torque of 10 Ncm using a digital torque-limiting device.

Titanium scanbodies displayed significantly higher displacement compared to PEEK scanbodies on horizontal and vertical axis, which is consistent with previous studies (14,22) and it was attributed to the reflective surface property of titanium (22,34). Similar to the findings of this study, reuse of PEEK scanbodies under proper sterilization protocols and controlled screw tightening torque values were associated with clinically acceptable deviations on scanning accuracy (18, 24, 29). A study evaluating the effects of scanbody material and angulation on the accuracy and precision of full-arch implant scans reported that PEEK scanbodies exhibited superior overall performance compared to titanium scanbodies. This advantage was attributed to the specific intraoral scanner used for complete-arch scanning (35). During implementation of explained experiment, repeated clinical usage and sterilization cycles caused some deformation on titanium scanbodies which mostly focused on the base and the most coronal part of the scanbody due to the continuous friction during the insertion of the screw handle. Exposing of undesired reflective surfaces complicated the scanning process for the operator (Figure 3). In addition, PEEK scanbodies might have prevented rotation by a slight difference at the base design. This design featured an increased width at each edge of the hexagonal base structure (Figures 3 and 5), which may explain the lower ΔX values observed. In contrast to the findings of this study, other studies re-

naciji s čimbenicima kao što su nagib implantata, povećana udaljenost između implantata ili smanjena visina ekspozicije, značajno utječu na ukupnu točnost skeniranja implantata (22 – 26, 28, 30 – 33). Na temelju toga saznanja, implantati u ovoj studiji postavljeni su u intervalima od 15 mm, s aksijalnim kutovima podešenima tako da su paralelni jedan s drugim, a monoblok-nadogradnje za skeniranje odabrane su na istoj visini jednakoj promjeru platforme. Nadogradnje za skeniranje bile su potpuno izložene da bi se precizno procijenila nulta hipoteza i uklonili svi drugi interferirajući čimbenici. Postavljanje baze nadogradnje za skeniranje na platformu implantata vizualno je pregledano pod povećanjem od 3,5 puta (Galilejevo povećalo, Examvision, Danska) i taktilno kontrolirano nakon zatezanja vijka. Radiografska provjera nije bila potrebna zbog radiolucencije PEEK nadogradnje za skeniranje.

Korelacija između vrijednosti momenta zatezanja vijka i pomaka nadogradnje za skeniranje već je istraživana u studijama (10, 23, 26, 28). Baza nadogradnje za skeniranje, kada je izrađena od PEEK materijala, pokazivala je veće vertikalne pomake u usporedbi s titanijskom (26, 28), posebno kod restauracija cijeloga luka gdje trošenje može biti štetno za pravilno postavljanje (23). Taj se problem može spriječiti izbjegavanjem konusnih dizajna spojeva (28). Za PEEK nadogradnje preporučuje se kalibrirani alat za zatezanje umjesto ručnog zatezanja i vrijednosti momenta od 10 Ncm ili niže da bi se bolje kontrolirala vrijednost momenta zatezanja vijka nadogradnje (26). U ovoj studiji korišteni su slični dizajni spojeva na bazi i geometrija nadogradnje za skeniranje koja sprječava vertikalni pomak osiguravajući vertikalni graničnik tijekom zatezanja vijka. Nadogradnje za skeniranje pričvršćene su vijcima na implantate s momentom zatezanja od 10 Ncm s pomoću digitalnog uređaja za ograničavanje momenta.

Titanijeve nadogradnje za skeniranje pokazale su značajno veći pomak u usporedbi s PEEK-om na horizontalnoj i vertikalnoj osi, što je bilo u skladu s dosadašnjim studijama (14, 22) i pripisano je svojstvu reflektirajuće površine titanija (22, 34). Slično nalazima iz ove studije, ponovna upotreba PEEK nadogradnji prema odgovarajućim protokolima sterilizacije i kontroliranim vrijednostima momenta zatezanja vijaka bila je povezana s klinički prihvatljivim odstupanjima u točnosti skeniranja (18, 24, 29). U studiji u kojoj su procjenjivani učinci materijala nadogradnji za skeniranje i kuta na točnost i preciznost skeniranja implantata pri restauraciji cijeloga luka istaknuto je da su PEEK nadogradnje pokazale superiorne ukupne performanse u usporedbi s titanijskima. Ta prednost pripisana je specifičnom intraoralnom skeneru koji se koristi za skeniranje cijeloga luka (35). Tijekom provedbe eksperimenta ponovljena klinička upotreba i ciklusi sterilizacije prouzročili su određene deformacije na titanijskim nadogradnjama za skeniranje koje su uglavnom bile usredotočene na bazu i najkoronalniji dio nadogradnje zbog kontinuiranog trenja tijekom umetanja vijka. Izlaganje neželjenih reflektirajućih površina operateru je kompliciralo proces skeniranja (slika 3.). Uz to, na PEEK nadogradnjama za skeniranje možda je spriječena rotacija zbog male razlike u dizajnu baze. Ovaj dizajn ima povećanu širinu na svakom rubu heksagonalne osnovne strukture (slike 3. i 5.), što može

ported that titanium scanbodies were associated with better accuracy. In a study investigating two different materials of scanbodies with varying exposure lengths, titanium scanbodies demonstrated greater reliability and precision in complete arch implant scans (36). This discrepancy might be related to the number of flat surfaces on the scanning regions, material selected for the base, design of the scanbody components or mechanical resistance of titanium to repeated clinical usage and autoclave sterilization (15, 16, 37). Although the round geometry of the PEEK scanbodies on the scan region created some undercuts, scanning was easily performed due to materials' optical properties.

In this study, two implants were placed in a partially edentulous maxillary arch to simulate possible restoration options as cement or screw retained fixed partial prosthesis. Therefore, the acceptable level of error might differ compared to full arch restorations. Previous research suggested that acceptable misfit threshold for implant supported full arch restoration is 50-150 μm and an angular deviation of $<0.4^\circ$ (38). A misfit of 100 μm or less was considered tolerable (39) and vertical misfit up to 1 mm and horizontal misfit up to 345 μm were associated with no adverse outcomes (6). Significant results may not necessarily translate to clinical significance. To the best of our knowledge, a clinically acceptable level of error or a threshold of accuracy for partially edentulous arches has not been established in the current literature. Mean linear misfit ranged from 10 to 79 μm and a maximum vertical mean misfit of 26 μm was calculated on ΔZ axis of titanium scanbodies. Three-dimensional (ΔEUC) deviations ranged from 41 to 91 μm in between scanbody material and sterilization cycle groups.

To our knowledge, no previous studies have investigated the combined effects of sterilization and repeated clinical use up to 30 cycles. Therefore, the materials and methods in this study were specifically designed to evaluate these effects. The accuracy of implant scanbody wear for complete arch digital scans was investigated in a study where PEEK scanbodies were only screw tightened 30 times. The same study found that mean ΔEUC was 82 μm and mean $\Delta ANGLE$ was 0.33° (23). Another study calculated deviation values of scanbodies that were reused up to 10 times in a partially edentulous arch, but the effect of sterilization was omitted (24). The combined effect of autoclave treatment and 10 times repeated screw tightening was evaluated in another study which demonstrated maximum deviation value as 63 μm and angle deviation as 0.62 degrees (18). In this study, repeated clinical use and steam autoclave sterilization for up to 30 successive cycles had no significant effect on scanbody deviations. However scanbody material itself was found to have a significant effect. Further studies with an increased number of repeated use and sterilization cycles are required to investigate potential deformation and its impact on scanbody deviations and scan accuracy. In addition, further research involving different intraoral scanners is needed to evaluate the effect of scanner software on scan accuracy.

The surface texture of the scanbody affects the scanning ability of intraoral scanner (11-14). Titanium scanbody maintained its overall form, but repeated usage caused con-

obiasniti niže uočene vrijednosti ΔX -a. Za razliku od nalaza iz ove studije, u drugima je istaknuto da su titanijske nadogradnje za skeniranje povezane s većom točnošću. U studiji u kojoj su autori istraživali dva različita materijala nadogradnji s različitim duljinama ekspozicije, titanijske nadogradnje pokazale su veću pouzdanost i preciznost u skeniranju implantata (36). Ta razlika mogla bi biti povezana s brojem ravnih površina na područjima skeniranja, odabranim materijalom za bazu, dizajnom komponenti nadogradnji za skeniranje ili mehaničkom otpornošću titanija na ponovljenu kliničku upotrebu i sterilizaciju u autoklavu (15, 16, 37). Iako je okrugla geometrija PEEK nadogradnji na području skeniranja stvorila neke podreze, skeniranje je bilo jednostavno zbog optičkih svojstava materijala.

U ovoj studiji dva su implantata postavljena u djelomično bezubi maksilarni luk kako bi se simulirale moguće opcije restauracije kao fiksni most s cementnim ili vijčanim spojem. Zato se prihvatljiva razina pogreške može razlikovati u usporedbi s restauracijama cijeloga luka. U dosadašnjim istraživanjima autori su sugerirali da je prihvatljivi prag neusklađenosti za potpunu restauraciju luka poduprtu implantatima od 50 do 150 μm i kutno odstupanje $<0,4^\circ$ (38). Neprilagođenost od 100 μm ili manja smatrana je podnošljivom (39), a vertikalna neprilagođenost do 1 mm i horizontalna neprilagođenost do 345 μm nisu bile povezane s nepovoljnim ishodima (6). Značajni rezultati ne moraju nužno biti klinički važni. Koliko je nama poznato, u trenutnoj literaturi nije utvrđena klinički prihvatljiva razina pogreške ili prag točnosti za djelomično bezube lukove. Srednja linearna neprilagođenost kretala se od 10 do 79 μm , a maksimalna vertikalna srednja neprilagođenost od 26 μm izračunata je na ΔZ -osi titanijskih nadogradnji za skeniranje. Trodimenzionalna (ΔEUC) odstupanja bila su od 41 do 91 μm između materijala nadogradnji za skeniranje i ciklusa sterilizacije.

Koliko nam je poznato, ni u jednoj dosadašnjoj studiji autori nisu istraživali kombinirane učinke sterilizacije i ponovljene kliničke upotrebe do 30 ciklusa. Zato su materijali i metode u ovoj studiji posebno dizajnirani za procjenu tih učinaka. Točnost trošenja nadogradnji za skeniranje za digitalne snimke cijeloga luka istražena je u studiji u kojoj su nadogradnje od PEEK-a zategnute vijcima samo 30 puta. U istoj je studiji otkriveno je da je prosječni ΔEUC bio 82 μm nadogradnji za skeniranje koje su ponovno korištene do 10 puta u djelomično bezubom luku, ali je učinak sterilizacije izostavljen (24). Kombinirani učinak tretmana u autoklavu i 10 puta ponovljenog zatezanja vijaka procijenjen je u jednoj drugoj studiji u kojoj je primijenjena maksimalnu vrijednost odstupanja od 63 μm i odstupanje kuta od 0,62 stupnja (18). U ovoj studiji ponovljena klinička upotreba i sterilizacija u autoklavu do 30 uzastopnih ciklusa nisu značajno utjecale na odstupanja nadogradnji za skeniranje. No utvrđeno je da značajno utječe sam materijal nadogradnji za skeniranje. Potrebna su daljnja istraživanja s povećanim brojem ponovljene upotrebe i ciklusa sterilizacije kako bi se istražila potencijalna deformacija i njezin utjecaj na odstupanja nadogradnji za skeniranje i točnost skeniranja. Uz to, potrebna su istraživanja u koja su uključeni različiti intraoralni skeneri kako bi se procijenio utjecaj softvera skenera na točnost skeniranja.

tinuous friction, which disrupted the surface anodization, exposing the reflective surfaces. PEEK scanbody was more advantageous in terms of optical properties. Additionally, the edges and flat surfaces of the base remained intact. Mild softening and flow at the surface texture was also observed as it was expected prior to the experiment. Biological fluids may also influence surface behavior; Čivljak et al. showed that blood composition can alter the implant surface wettability, which may indirectly affect surface-dependent digital acquisition (40).

Surface characterization changes were dependent on the material's thermal stability, sterilization temperature and the period of heat application (29). PEEK is a synthetic polymer material, and it has been reported to have good thermal stability due to the presence of aromatic groups in its molecular structure (29, 41). Low temperature plasma sterilization is performed at 40-60 °C for 45 to 75 minutes and it is a suitable and safe method for PEEK based dental components, which offers effective sterilization without compromising material integrity (42, 43). In this study, repeated autoclave sterilization cycles were performed at 134 °C for 3 minutes following the manufacturer's recommendations for titanium scanbodies. The glass-transition temperature of PEEK is 143 °C (44), therefore softening and surface flow were observed.

One study reported material deformation occurring even after the first connection. However, it was also observed that 10 times tightening, loosening and autoclave treatment did not display significant differences at the surface texture or dimensions compared to the first connection (18). Another study showed that surface change and chemical alterations due to repeated autoclave sterilization minimally affect the chemical properties of both titanium and PEEK (29). According to the calculated deviations on the ΔZ axis, PEEK scanbodies showed lower vertical displacements. This might be attributed to the base design that prevents vertical displacement by providing a vertical stop.

Certain limitations of this *in-vitro* study should be taken into consideration. A single intraoral scanner was used both for the baseline reference scan and the study scans. The use of a different intraoral scanner may change the results depending on the optical camera system and the associated software. In addition, different type of scanbodies and geometric designs may lead to different outcomes. Due to the *in vitro* design of this study, there is no clinical validation, and further clinical research is needed.

Conclusions

The number of repeated clinical usages and sterilization cycles had no significant effect on the scanbody deviations for both titanium and PEEK materials. The scanbody material significantly impacted the calculated measures. Titanium scanbodies demonstrated significantly higher deviations in ΔX , ΔZ and ΔEUC compared to PEEK scanbodies. SEM evaluation revealed that the surface texture of PEEK scan-

Površinska tekstura nadogradnje za skeniranje utječe na sposobnost skeniranja intraoralnih skenera (11 – 14). Titanijsko tijelo za skeniranje zadržalo je svoj ukupni oblik, ali ponovljena upotreba prouzročila je kontinuirano trenje koje je narušilo anodizaciju površine, otkrivajući reflektirajuće površine. PEEK nadogradnje za skeniranje bile su povoljnije kad je riječ o optičkim svojstvima, a rubovi i ravne površine baze ostale su intaktne. Također je uočeno blago omekšavanje i rastapanje na teksturi površine, što se i očekivalo prije eksperimenta. Biološke tekućine također mogu utjecati na ponašanje površine; Čivljak i suradnici pokazali su da sastav krvi može promijeniti vlaženje površine implantata, što može neizravno utjecati na površinski ovisnu digitalnu akviziciju (40).

Promjene u karakterizaciji površine ovisile su o toplinskoj stabilnosti materijala, temperaturi sterilizacije i razdoblju primjene topline (29). PEEK je sintetički polimerni materijal, a zabilježeno je da ima dobru toplinsku stabilnost zbog aromatskih skupina u svojoj molekularnoj strukturi (29, 41). Sterilizacija plazmom niske temperature obavlja se na 40 do 60 °C tijekom 45 do 75 minuta i to je prikladna i sigurna metoda za zubne komponente na bazi PEEK-a koja učinkovito sterilizira i ne ugrožava integritet materijala (42, 43). U ovoj studiji ponovljeni su trominutni ciklusi sterilizacije u autoklavu provedeni na 134 °C, slijedeći preporuke proizvođača za titanijske nadogradnje za skeniranje. Temperatura staklastoga prijelaza PEEK-a je 143 °C (44), stoga je uočeno omekšavanje i rastapanje površine.

U jednoj studiji izvješteno je o deformaciji materijala koja se pojavljuje čak i poslije prvog spajanja. Međutim, također je uočeno da zatezanje 10 puta, otpuštanje i obrada u autoklavu nisu pokazali značajne razlike u teksturi ili dimenzijama površine u usporedbi s prvim spajanjem (18). U drugoj studiji istaknuto je da promjene površine i kemijske promjene zbog ponovljene sterilizacije u autoklavu minimalno utječu na kemijska svojstva i titanija i PEEK-a (29). Prema izračunatim odstupanjima na ΔZ -osi, PEEK nadogradnje za skeniranje pokazale su niže vertikalne pomake, što se može pripisati dizajnu baze koji sprječava vertikalni pomak osiguravanjem vertikalnog zaustavljanja.

Treba uzeti u obzir određena ograničenja ove studije *in vitro*. Jedan intraoralni skener korišten je i za referentno skeniranje početnoga stanja i za skeniranje u studiji. Primjena različitih intraoralnih skenera može utjecati na rezultate, ovisno o optičkom sustavu kamere i pripadajućem softveru. Osim toga, različite vrste nadogradnji za skeniranje i geometrijski dizajni mogu rezultirati različitim ishodima. Zbog *in vitro* dizajna ove studije, ne postoji klinička validacija te su potrebna daljnja klinička istraživanja.

Zaključci

Broj ponovljenih kliničkih upotreba i ciklusa sterilizacije nije značajno utjecao na odstupanja nadogradnji za skeniranje ni za titanij, ni za PEEK materijale. Materijal nadogradnje za skeniranje značajno je utjecao na izračunate mjere. Titanijske nadogradnje za skeniranje pokazale su mnogo veća odstupanja u ΔX -u, ΔZ -u i ΔEUC -u u usporedbi s PEEK nadogradnjama. SEM evaluacija otkrila je da je površinska

bodies became softened, after 30 sterilization cycles. In contrast, titanium scanbodies revealed reflective surfaces. PEEK scanbodies showed better accuracy and consistency compared to titanium scanbodies, possibly due to scan region geometry and scanner-specific factors. Further clinical research is needed to establish acceptable performance thresholds.

Conflict of Interest: The authors declare no conflict of interest.

Author Contributions: **B.K.A.**-conceptualization, methodology, investigation, data acquisition, writing—original draft preparation, visualization; **D.S.**- conceptualization, methodology, formal analysis, interpretation of data, writing—original draft preparation, manuscript review and editing; **F.O.**— methodology, writing—original draft preparation, supervision, manuscript review and editing; **M.B.B.**- supervision, manuscript review and editing. All authors reviewed the manuscript.

tekstura PEEK nadogradnji za skeniranje omekšala poslije 30 ciklusa sterilizacije. Nasuprot tomu, na titanijskim nadogradnjama pokazale su se reflektirajuće površine. PEEK-nadogradnje za skeniranje pokazale su bolju točnost i konzistentnost u usporedbi s titanijskima, možda zbog geometrije područja skeniranja i čimbenika specifičnih za skener. Potrebna su daljnja klinička istraživanja kako bi se utvrdili prihvatljivi pragovi performansi.

Sukob interesa: Autori nisu bili u sukobu interesa.

Doprinos autora: **B. K. A.** – konceptualizacija, metodologija, istraživanje, prikupljanje podataka, priprema i pisanje izvornog nacrt, vizualizacija; **D. S.** – konceptualizacija, metodologija, formalna analiza, interpretacija podataka, priprema i pisanje izvornog nacrt, pregled i uređivanje teksta; **F. O.** – metodologija, priprema i pisanje izvorne verzije, nadzor, pregled i uređivanje teksta; **M. B. B.** – nadzor, pregled teksta i uređivanje. Svi autori pregledali su tekst.

Sažetak

Svrha rada: Cilj istraživanja bio je procijeniti učinke višestrukih ciklusa sterilizacije i ponovljene kliničke upotrebe na stabilnost monoblok-titanijskih i PEEK nadogradnji za skeniranje. **Materijali i metode:** Deset monoblok-nadogradnji za skeniranje od titanija i PEEK-a spojeno je u parove te je činilo ukupno deset studijskih skupina. Svaki par skeniran je intraoralnim skenerom za snimanje referentnog skena. Za studijske skupine bilo je određeno 30 ciklusa zatezanja, otpuštanja i sterilizacije. Skeniranje je provedeno poslije svakih pet ciklusa, što je rezultiralo sa šest skenova po skupini. Izračunata su linearna odstupanja (ΔX , ΔY i ΔZ os) te kutna (Δ ANGLE) i trodimenzionalna (euklidska udaljenost, Δ EUC) te su uspoređena dvosmjernim testom ANOVA. **Rezultati:** Broj ponovljenih ciklusa neznatno je utjecao na odstupanja nadogradnji za skeniranje za oba materijala ($p > 0,05$). Materijal nadogradnje za skeniranje znatno je utjecao, pri čemu su kod titanijskih nadogradnji zabilježena značajno veća odstupanja u ΔX -u, ΔZ -u i Δ EUC-u u usporedbi s PEEK-nadogradnjama ($p < 0,05$). **Zaključak:** PEEK nadogradnjama za skeniranje dobiveni su točniji i dosljedniji digitalni skenovi od titanijevih.

Zaprimljen: 3. prosinca 2025.

Prihvaćen: 27. siječnja 2026.

Adresa za dopisivanje

Bige Koc Ata
Prof. dr. Cavit Orhan Tütengil Street
No.4,
Vezneçiler Fatih, İstanbul, Turkey
+90 539 707 94 39
bige.koc@ogr.iu.edu.tr

MeSH pojmovi: oblikovanje zubnog implantata i nadogradnje; stomatološki materijali; ispitivanje materijala; titanij

Autorske ključne riječi: točnost, digitalno skeniranje, nadogradnja za skeniranje

References

1. The Glossary of Prosthodontic Terms 2023: Tenth Edition. *J Prosthet Dent.* 2023 Oct;130(4 Suppl 1):e1-e3.
2. Eggmann F, Blatz MB. The Core of Digital Dentistry: Intraoral Scanners. *Compend Contin Educ Dent.* 2024 Nov-Dec;45(10):503-7. PMID: 39561342.
3. Eggmann F, Blatz MB. Recent Advances in Intraoral Scanners. *J Dent Res.* 2024 Dec;103(13):1349-57.
4. Rutkūnas V, Auškalnis L, Pletkus J. Intraoral scanners in implant prosthodontics. A narrative review. *J Dent.* 2024 Sep;148:105152.
5. Revilla-León M, Lanis A, Yılmaz B, Kois JC, Gallucci GO. Intraoral digital implant scans: Parameters to improve accuracy. *J Prosthodont.* 2023 Dec;32(S2):150-64.
6. Abdelrehim A, Etajuri EA, Sulaiman E, Sofian H, Salleh NM. Magnitude of misfit threshold in implant-supported restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2024 Sep;132(3):528-35.
7. Abu Ghofa A, Önöral Ö. An assessment of the passivity of the fit of multiunit screw-retained implant frameworks manufactured by using additive and subtractive technologies. *J Prosthet Dent.* 2023 Mar;129(3):440-6.
8. Richi MW, Kurtulmus-Yılmaz S, Ozan O. Comparison of the accuracy of different impression procedures in case of multiple and angulated implants : Accuracy of impressions in multiple and angulated implants. *Head Face Med.* 2020 May;16(1):9.
9. Mizumoto RM, Yılmaz B. Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2018 Sep;120(3):343-52.
10. Tan JZH, Tan MY, See Toh YL, Wong KY, Tan KBC. Three-dimensional positional accuracy of intraoral and laboratory implant scan bodies. *J Prosthet Dent.* 2022 Oct;128(4):735-44.
11. Pachiou A, Zervou E, Tsirogiannis P, Sykaras N, Tortopidis D, Kouritis S. Characteristics of intraoral scan bodies and their influence on impression accuracy: A systematic review. *J Esthet Restor Dent.* 2023 Dec;35(8):1205-17.
12. Gehrke P, Rashidpour M, Sader R, Weigl P. A systematic review of factors impacting intraoral scanning accuracy in implant dentistry with emphasis on scan bodies. *Int J Implant Dent.* 2024 May;10(1):20.
13. Gómez-Polo M, Donmez MB, Çakmak G, Yılmaz B, Revilla-León M. Influence of implant scan body design (height, diameter, geometry, material, and retention system) on intraoral scanning accuracy: A systematic review. *J Prosthodont.* 2023 Dec;32(S2):165-80.
14. Arcuri L, Pozzi A, Lio F, Rompen E, Zechner W, Nardi A. Influence of implant scanbody material, position and operator on the accuracy of digital impression for complete-arch: A randomized in vitro trial. *J Prosthodont Res.* 2020 Apr;64(2):128-36.
15. Lee JH, Bae JH, Lee SY. Trueness of digital implant impressions based on implant angulation and scan body materials. *Sci Rep.* 2021 Nov;11(1):21892.
16. Azevedo L, Marques T, Karasan D, Fehmer V, Sailer I, Correia A, et al. Influence of Implant ScanBody Material and Intraoral Scanners on the Accuracy of Complete-Arch Digital Implant Impressions. *Int J Prosthodont.* 2024 Sep;37(5):575-82.
17. Li H, Lyu P, Wang Y, Sun Y. Influence of object translucency on the scanning accuracy of a powder-free intraoral scanner: a laboratory study. *J Prosthet Dent.* 2017 Jan;117(1):93-101.
18. Kato T, Yasunami N, Furuhashi A, Sanda K, Ayukawa Y. Effects of Autoclave Sterilization and Multiple Use on Implant Scanbody Deformation In Vitro. *Materials (Basel).* 2022 Nov;15(21):7717.

19. Kumar A, Yap WT, Foo SL, Lee TK. Effects of Sterilization Cycles on PEEK for Medical Device Application. *Bioengineering* (Basel). 2018 Feb;5(1):18.
20. Luo C, Liu Y, Peng B, Chen M, Liu Z, Li Z, et al. PEEK for Oral Applications: Recent Advances in Mechanical and Adhesive Properties. *Polymers* (Basel). 2023 Jan;15(2):386.
21. Wang B, Huang M, Dang P, Xie J, Zhang X, Yan X. PEEK in Fixed Dental Prostheses: Application and Adhesion Improvement. *Polymers* (Basel). 2022 Jun;14(12):2323.
22. Mahmoud Hashemi A, Hasanzadeh M, Payaminia L, Alikhasi M. Effect of Repeated Use of Different Types of Scan Bodies on Transfer Accuracy of Implant Position. *J Dent* (Shiraz). 2023 Dec;24(4):410-6.
23. Arcuri L, Lio F, Campana V, Mazzetti V, Federici FR, Nardi A, et al. Influence of Implant Scanbody Wear on the Accuracy of Digital Impression for Complete-Arch: A Randomized In Vitro Trial. *Materials* (Basel). 2022 Jan;15(3):927.
24. Sawyers J, Baig MR, El-Masoud B. Effect of Multiple Use of Impression Copings and Scanbodies on Implant Cast Accuracy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019 Jul-Aug;34(4):891-8.
25. Ben-Izhack G, Lugassy D, Rosner O, Nissan J, Rachmiel S, Khoury Y, et al. Post sterilization of intraoral scan body and the effect it has on the axes and distances between three adjacent implants: in-vitro study. *BMC Oral Health*. 2024 Aug;24(1):870.
26. Diker E, Terzioglu H, Gouveia DNM, Donmez MB, Seidt J, Yilmaz B. Effect of material type, torque value, and sterilization on linear displacements of a scan body: An in vitro study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2023 Apr;25(2):419-25.
27. Medentika. Instructions for use [Link]. 2024.
28. Kim J, Son K, Lee KB. Displacement of scan body during screw tightening: A comparative in vitro study. *J Adv Prosthodont*. 2020 Oct;12(5):307-15.
29. Qasim SSB, Akbar AA, Sadeqi HA, Baig MR. Surface Characterization of Bone-Level and Tissue-Level PEEK and Titanium Dental Implant Scan Bodies After Repeated Autoclave Sterilization Cycles. *Dent J* (Basel). 2024 Oct;12(12):392.
30. Gómez-Polo M, Sallorenzo A, Ortega R, Gómez-Polo C, Barmak AB, Att W, et al. Influence of implant angulation and clinical implant scan body height on the accuracy of complete arch intraoral digital scans. *J Prosthet Dent*. 2024 Jan;131(1):119-27.
31. Choi YD, Lee KE, Mai HN, Lee DH. Effects of scan body exposure and operator on the accuracy of image matching of implant impressions with scan bodies. *J Prosthet Dent*. 2020 Sep;124(3):379.e1-e6.
32. Wu HK, Chen G, Huang X, Deng F, Li Y. Accuracy of single-implant digital impression with various scanbody exposure levels at anterior and posterior regions. *J Dent*. 2023 Nov; 138:104641.
33. Sicilia E, Lagreca G, Papaspyridakos P, Finkelman M, Cobo J, Att W, et al. Effect of supramucosal height of a scan body and implant angulation on the accuracy of intraoral scanning: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2024 Jun;131(6):1126-34.
34. Lim JH, et al. A comparison of accuracy of different dental restorative materials between intraoral scanning and conventional impression-taking: An in vitro study. *Materials* (Basel). 2021 May;14(8):2060.
35. Tawfik MHA, El Torky IR, El Sheikh MM. Effect of saliva on accuracy of digital dental implant transfer using two different materials of intraoral scan bodies with different exposed lengths. *BMC Oral Health*. 2024 Nov;24(1):1428.
36. Soltan H, Mai X, Ramdan AS, Saleh MQ, Ashour SH, et al. Impact of implant scan body material and angulation on the trueness and precision of digital implant impressions using four intraoral scanners-an in vitro study. *BMC Oral Health*. 2025 Jul;25(1):1288.
37. Althubaitiy R, Sambrook R, Weisbloom M, Petridis H. The Accuracy of Digital Implant Impressions when Using and Varying the Material and Diameter of the Dental Implant Scan Bodies. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2022 Nov;30(4):305-13.
38. Cheng J, Zhang H, Liu H, Li J, Wang HL, et al. Accuracy of edentulous full-arch implant impression: An in vitro comparison between conventional impression, intraoral scan with and without splinting, and photogrammetry. *Clin Oral Implants Res*. 2024 May;35(5):560-72.
39. Çakmak G, Yilmaz H, Treviño Santos A, Kökat AM, Yilmaz B. Effect of scanner type and scan body location on the Accuracy of Mandibular Complete-Arch Digital Implant scans: an in Vitro Study. *J Prosthodont*. 2022 May;31(5):419-26.
40. Čivljak T, Ban T, Markota I, Špiljak B, Kopic V, et al. The Influence of Blood from Patients with Different Chronic Conditions on the Wettability of Dental Implant Surfaces. *Acta Stomatol Croat*. 2025 Dec;59(4):364-77.
41. Gunatillake PA, Adhikari R. Nondegradable synthetic polymers for medical devices and implants. In: Poole-Warren L, Martens P, Green R, editors. *Biosynthetic Polymers for Medical Applications*. Woodhead Publishing; 2016. p. 33-62.
42. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija*. 2017 Mar;19(1):19-23.
43. Rogers WJ. Sterilization techniques for polymers. In: *Sterilisation of Biomaterials and Medical Devices*. Woodhead Publishing; 2012. p. 151-209.
44. Basgul C, Yu T, MacDonald DW, Siskey R, Marcolongo M, et al. Does annealing improve the interlayer adhesion and structural integrity of FFF 3D printed PEEK lumbar spinal cages? *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020 Feb; 102:103455.