



Vinod Bandela

Biomechanical Analysis of Stress Distribution and Force Dynamics in Nobel Active Implants at Varying Angulations: A Finite Element Study

Biomehanička analiza raspodjele naprezanja i dinamike sile u implantatima Nobel Active pri različitim nagibima: analiza konačnih elemenata

Department of Prosthetic Dental Sciences, College of Dentistry, Jouf University, Saudi Arabia.
Sveučilište Jouf, Stomatološki fakultet, Zavod za stomatološku protetiku, Saudijska Arabija

Abstract

Objective: The aim of this study was to investigate the stress distribution and force direction in Nobel Active implants and their crowns under varying implant angulations using finite element analysis. **Materials and Methods:** A three-dimensional finite element analysis was conducted using Nobel Active implants with zirconia crowns. Implants were modelled at 0°, 5°, and 10° angulations. Vertical loads of 300 N were applied to simulate masticatory forces. Stress distribution (von Mises stress) and force directions (DX, DY, DZ) were analyzed across the crown, implant body, and hard bone. **Results:** Increased implant angulation amplified stress across all regions. The crown exhibited stress levels of 51.72 MPa (0°), 52.12 MPa (5°), and 54.26 MPa (10°). The implant body showed stress ranging from 44.3 MPa (0°) to 64.59 MPa (10°). Hard bone stress increased from 21.84 MPa (0°) to 37.37 MPa (10°). Force directions showed the highest displacement in the DY axis, increasing from 0.0107 mm (0°) to 0.0156 mm (10°). **Conclusion:** Implant angulation significantly influences stress distribution and force dynamics. Higher angulation increases stress in the crown, implant body, and hard bone while amplifying vertical and anteroposterior forces. These findings emphasize the importance of precise angulation planning and material selection to optimize implant performance and longevity.

Received: April 28, 2025

Accepted: July 14, 2025

Address for correspondence

Dr. Vinod Bandela
Department of Prosthetic Dental Sciences
College of Dentistry, Jouf University,
Al Jouf Province – 72345, Saudi Arabia.
dr.vinod.bandela@jodent.org

MeSH Terms: Dental Implants; Dental Prosthesis Design; Crowns; Dental Stress Analysis; Fatigue Loading
Author Keywords: Bone Resorption; Finite Element Analysis; Fixed Restorations; Implantology; Mechanical Stress

ORCID ID: 0000-0002-5228-7133

Introduction

Dental implants have emerged as a cornerstone of modern restorative dentistry, offering a durable and esthetically pleasing solution for the replacement of missing teeth. The long-term success of dental implants depends on a myriad of factors, including the design and material properties of the implant, the quality and quantity of the surrounding bone, the loading conditions during function, and the angulation of the implant during placement (1, 2). Among these, implant angulation is particularly significant as it directly affects the biomechanical environment of the peri-implant bone and the prosthetic crown (3). Improper angulation can lead to uneven stress distribution, which may result in complications such as peri-implant bone loss, prosthetic failure, or even implant failure over time (4).

Uvod

Dentalni implantati, nudeći trajno i estetski ugodno rješenje za nadomještanje nedostajućih zuba, pojavili su se kao revolucija u suvremenoj restaurativnoj stomatologiji. Njihov dugoročni uspjeh ovisi o mnoštvu čimbenika, uključujući dizajn i svojstva materijala implantata, kvalitetu i količinu okolne kosti, uvjete tijekom funkcijskog opterećenja i nagib implantata tijekom postavljanja (1, 2). Među implantatima je nagib posebno važan jer izravno utječe na biomehaničko okruženje periimplantatne kosti i protetičke suprastrukture (3). Ako je nepravilan, može rezultirati neravnomjernom raspodjelom naprezanja, što može završiti komplikacijama poput gubitka periimplantatne kosti te protetičkim neuspjehom ili čak gubitkom implantata tijekom vremena (4).

Uz te biomehaničke čimbenike, na trajnost protetičke rehabilitacije utječu i biološki aspekti, posebno kvaliteta i koli-

In addition to these biomechanical factors, the longevity of prosthetic rehabilitation is also influenced by biological aspects, particularly the quality and quantity of the peri-implant soft tissue. An adequate zone of keratinized mucosa and stable soft tissue seal around the implant neck are essential to prevent bacterial invasion and support long-term tissue health, as highlighted by Guarnieri et al. (2022) in a comparative *in vitro* analysis of soft tissue substitutes and their cytocompatibility with peri-implant environments (5). Furthermore, mechanical considerations such as the type of prosthetic connection (one-piece vs. two-piece), loading protocol, and the frequency of abutment disconnection/reconnection can significantly influence the stability of the peri-implant tissue and osseointegration. Frequent manipulation of abutment components may disrupt the biological seal, potentially compromising the long-term success of the implant, as demonstrated in a clinical 5-year evaluation study by Guarnieri et al. (2022) (6).

One of the critical aspects of implant dentistry is ensuring optimal stress distribution in and around the implant. Excessive stress in the peri-implant region can lead to bone resorption and mechanical complications, thus compromising implant stability and success (7). Nobel Active implants have gained popularity due to their innovative thread design, which enhances primary stability and reduces stress concentration in the surrounding bone. These implants are designed to adapt to various clinical scenarios, including challenging bone conditions, making them a preferred choice among clinicians. However, the role of implant angulation in altering stress patterns within the peri-implant region and the prosthetic crown, particularly in Nobel Active implants, requires further investigation (4, 7).

Implant angulation plays a pivotal role in the biomechanics of implant-supported restorations. During functional loading, angulated implants experience altered force vectors, which can shift stress concentrations and affect the stability of the implant-prosthesis complex (8). Understanding how different angulation configurations influence stress distribution is essential for guiding clinical decisions regarding implant placement and prosthetic design (9). Despite current advances in implant technology and surgical techniques, there is a need for focused research exploring the specific impact of varying angulations on stress distribution in widely used implant systems such as Nobel Active.

Finite element analysis (FEA) has become an indispensable tool in biomechanical research, providing a detailed understanding of stress and strain distribution in dental implants under various loading conditions (10). This computational method allows for the simulation of complex clinical scenarios, offering insights that are difficult to achieve through *in vivo* or *in vitro* studies (11). Previous studies have demonstrated the efficacy of FEA in evaluating the biomechanical behavior of dental implants, but gaps remain in understanding the effects of angulation variations on Nobel Active implants specifically (12, 13). By addressing these gaps, clinicians can make evidence-based decisions to optimize implant placement, thus enhancing treatment outcomes.

čina periimplantatnog mekoga tkiva. Adekvatna zona keratinizirane sluznice i stabilno brtvljenje mekoga tkiva oko vrata implantata ključni su za sprječavanje bakterijske invazije i dugoročno zdravlje tkiva, kako su istaknuli Guarnieri i suradnici (2022.) u komparativnoj *in vitro* analizi nadomjestaka mekoga tkiva i njihove citokompatibilnosti s periimplantatnim okruženjem (5). Nadalje, mehanički aspekti poput vrste protetičke veze (jednodijelna vs. dvodijelna), protokola opterećenja i učestalosti odvajanja/ponovnog spajanja implantatne nadogradnje mogu značajno utjecati na stabilnost periimplantatnog tkiva i oseointegraciju. Česta manipulacija komponentama implantatne nadogradnje može poremetiti biološko brtvljenje i potencijalno ugroziti dugoročni uspjeh implantata, što je pokazano u kliničkoj 5-godišnjoj evaluacijskoj studiji koju su Guarnierija i suradnika (2022.) (6).

Jedan od ključnih aspekata u implantologiji jest osiguravanje optimalne raspodjele naprezanja u implantatu i oko njega. Prekomjerno naprezanje u periimplantatnom području može završiti resorpcijom kosti i mehaničkim komplikacijama, čime se ugrožava stabilnost i uspjeh implantata (7). Implantati *Nobel Active* popularni su zbog inovativnog dizajna navoja koji poboljšava primarnu stabilnost i smanjuje koncentraciju naprezanja u okolnoj kosti. Dizajnirani su za prilagodbu različitim kliničkim scenarijima, uključujući izazovna stanja kosti, što ih čini preferiranim izborom među kliničarima. Međutim, uloga nagiba implantata u promjeni obrasca naprezanja unutar periimplantatnog područja i protetičke suprastrukture, posebno implantata kod *Nobel Active*, zahtijeva daljnja istraživanja (4, 7).

Nagnuti položaj implantata ključan je u biomehanici nadomjestaka na implantatima. Tijekom funkcijskog opterećenja na nagnute implantate djeluju promijenjeni vektori sile, što može pomaknuti koncentraciju naprezanja i utjecati na stabilnost kompleksa implantat – protetička suprastruktura (8). Razumijevanje kako različite konfiguracije nagiba utječu na raspodjelu naprezanja ključno je za donošenje kliničkih odluka u vezi s postavljanjem implantata i dizajnom protetičke suprastrukture (9). Unatoč napretku tehnologije implantata i kirurških tehnika, potrebno je istraživati specifične utjecaje različitih nagiba na raspodjelu naprezanja naširoko korištenih implantatnih sustava kao što je *Nobel Active*.

Analiza konačnih elemenata (FEA) postala je nezamjenjiva u biomehaničkim istraživanjima zato što omogućuje detaljno razumijevanje raspodjele naprezanja i deformacija u dentalnim implantatima u različitim uvjetima opterećenja (10). Ta računalna metoda omogućuje simulaciju složenih kliničkih scenarija i daje uvide koje je teško postići u istraživanjima *in vivo* ili *in vitro* (11). U dosadašnjim studijama autori su istaknuli učinkovitost FEA-e u procjeni biomehaničkog ponašanja dentalnih implantata, ali i dalje postoje praznine u razumijevanju učinaka varijacija nagiba na implantate *Nobel Active* (12, 13). Rješavanjem tih praznina kliničari mogu donositi odluke na temelju dokaza kako bi optimizirali postavljanje implantata, čime se poboljšavaju ishodi liječenja.

Cilj ovog istraživanja bio je analizirati raspodjelu naprezanja u dvama različitim implantatima i oko njih te u njihovim protetičkim krunicama s trima različitim nagibima

This study aimed to analyze the stress distribution in and around two different implants and their prosthetic crowns under three different implant angulations. Specifically, the objectives were to determine the stress patterns occurring in and around Nobel Active implants and their prosthetic crowns and to evaluate the stress distribution in these implants and crowns at angulations of zero, five, and ten degrees. The findings of this study are expected to provide critical insights into the biomechanical performance of Nobel Active implants under varying angulation conditions. By understanding the influence of implant angulation on stress distribution, this research aimed to contribute to evidence-based guidelines for clinical practice, ultimately helping to improve implant stability, minimize complications, and enhance the long-term success of implant-supported restorations.

The findings of this study can provide critical insights into the biomechanical performance of Nobel Active implants under varied angulation conditions, thus contributing to evidence-based guidelines for clinical practice. A comprehensive understanding of stress distribution patterns helps improve implant stability, minimize complications, and enhance the long-term success of implant-supported restorations.

Materials and methods

Implant details

This study utilized Nobel Active implants featuring an internal conical connection. The implants were designed for primary stability and optimized stress distribution. The dimensions of the implants were 13 mm in length and 5 mm in diameter. Mechanical properties included yield strength of 760 MPa (at 0.2% offset) and a tensile strength of 860 MPa. The Procera Esthetic Abutment was used, characterized by its straight and low-profile design. The prosthetic crowns were fabricated using zirconia, with flexural strength of 1120 MPa.

Implant configurations

The study analyzed three configurations of Nobel Active implants based on their angulation. Implant 1A had no angulation (0°), Implant 1B had a 5° angulation in the lingual direction, and Implant 1C had a 10° angulation in the lingual direction.

Material properties

The finite element analysis assumed that all materials were homogeneous, isotropic, and linearly elastic. The Young's modulus of elasticity and Poisson's ratio for each material were incorporated into the models. The values were as follows: Dentine had a Young's modulus of 18,600 MPa and a Poisson's ratio of 0.31; hard bone had a Young's modulus of 15,000 MPa and a Poisson's ratio of 0.33; soft bone had a Young's modulus of 1,500 MPa and a Poisson's ratio of 0.30; the periodontal ligament had a Young's modulus of 50 MPa and a Poisson's ratio of 0.45. For the implant material, the Young's modulus was 110,000 MPa with a Poisson's ratio of 0.35. The abutment had a Young's modulus of 114,000 MPa and a Poisson's ratio of 0.34. The inner screw had a Young's

implantata. Konkretno, ciljevi su bili utvrditi obrasce naprezanja koji se pojavljuju u implantatima *Nobel Active* i oko njih i njihovih protetičkih suprastruktura te procijeniti raspodjelu naprezanja u tim implantatima i krunicama pod kutovima od nula, pet i deset stupnjeva. Očekuje se da će rezultati ove studije dati ključne uvide u biomehaničke performanse implantata *Nobel Active* pod različitim nagibima. Razumijevajući utjecaj nagiba implantata na raspodjelu naprezanja, cilj ovog istraživanja bio je pridonijeti smjernicama temeljenima na dokazima za kliničku praksu, što će u konačnici pomoći poboljšati stabilnost implantata, smanjiti komplikacije i poboljšati dugoročni uspjeh restauracija na implantatima. Rezultati ovog istraživanja mogu dati ključni uvid u biomehaničke performanse implantata *Nobel Active* s različitim nagibima i tako pridonijeti smjernicama temeljenima na dokazima za kliničku praksu. Sveobuhvatno razumijevanje obrazaca raspodjele naprezanja pomaže poboljšati stabilnosti implantata, smanjiti komplikacije i povećati dugoročni uspjeh restauracija nošenih implantatima.

Materijali i metode

Detalji o implantatima

U ovom istraživanju upotrijebljeni su implantati *Nobel Active* s unutarnjim konusnim spojem. Implantati su dizajnirani za primarnu stabilnost i optimiziranu raspodjelu naprezanja. Dimenzije su bile: duljina 13 mm i promjer 5 mm. Mehanička svojstva uključivala su granicu razvlačenja od 760 MPa (uz pomak od 0,2 %) i vlačnu čvrstoću od 860 MPa. Korišten je ProCera Esthetic Abutment koji se odlikuje ravnim i niskoprofilnim dizajnom. Protetičke suprastrukture izrađene su od cirkonija sa savojnom čvrstoćom od 1120 MPa.

Konfiguracija implantata

U istraživanju su analizirane tri konfiguracije implanta-
ta *Nobel Active* na temelju njihova kuta nagiba. Implantat 1A
nije imao kut nagiba (0°), implantat 1B imao je kut nagiba
od 5° u lingvalnom smjeru, a implantat 1C bio je s kutom na-
giba od 10° u lingvalnom smjeru.

Svojstva materijala

U analizi konačnih elemenata pretpostavljeno je da su svi materijali homogeni, izotropni i linearno elastični. Youngov modul elastičnosti i Poissonov omjer za svaki materijal uključeni su u modele. Vrijednosti su bile sljedeće: dentin je imao Youngov modul od 18 600 MPa i Poissonov omjer od 0,31; tvrda kost imala je Youngov modul od 15 000 MPa i Poissonov omjer od 0,33; meka kost imala je Youngov modul od 1 500 MPa i Poissonov omjer od 0,30; parodontni ligament imao je Youngov modul od 50 MPa i Poissonov omjer od 0,45. Za materijal implantata, Youngov modul bio je 110 000 MPa s Poissonovim omjerom od 0,35. Implantatna nadogradnja imala je Youngov modul od 114 000 MPa i Poissonov omjer od 0,34. Unutarniji vijak imao je Youngov mo-

modulus of 205,000 MPa and a Poisson's ratio of 0.33, while the zirconia crown had a Young's modulus of 70,000 MPa and a Poisson's ratio of 0.19.

Finite element model and meshing

The finite element models were meshed into interconnected elements, with nodes serving as discrete calculation points. The models were as follows: Implant 1A had 24,390 nodes and 131,077 elements; Implant 1B had 24,442 nodes and 145,990 elements; Implant 1C had 24,314 nodes and 145,081 elements. The von Mises stress distribution was calculated by analyzing the displacements of these nodes under load.

Study design

This study used a mandible-based finite element model to evaluate stress distribution. Nobel Active implants were placed at 0°, 5°, and 10° angulations. A vertical force of 300 N, representing average masticatory loads, was applied to simulate the clinical scenario of replacing a missing mandibular first molar with a single crown-supported implant. The cutting face of the hard bone was fixed, and the mandible was supported at its base and distal ends to account for muscle and ligament influence, replicating realistic clinical conditions.

Load cases

Two load cases were analyzed. The first involved Nobel Active implants with internal conical connections were under vertical forces of 300 N at 0°, 5°, and 10° inclinations. The second evaluated Nobel Speedy Groovy implants with external hexagon connections were under identical loading and angulation conditions.

Stress analysis

Stress distribution was analyzed in six models at three key sites: the hard bone, the implant body, and the prosthetic crown. Stress directions were evaluated along three axes: the mediolateral direction (X-axis), the vertical direction (Y-axis), and the anteroposterior direction (Z-axis).

Software utilized

The study utilized advanced software for processing and analysis. CT scans of the tooth and mandible were processed using Mimics 8.11, and surface data for the implant, inner screw, abutment, and mandible were generated using Solid Edge 2004. Finite element models were created using Hypermesh 9.0, and stress analysis was conducted using ANSYS 12.1.

Color coding for stress and displacement

Stress and displacement values were visualized using a color-coded scale. The minimum stress or displacement was represented by blue, while the maximum was represented by red. Intermediate shades indicated varying stress or displacement levels between these extremes.

Hardware specifications

The computational analysis was performed on hardware equipped with an Intel Core 2 Duo processor, 4 GB of

dul od 205 000 MPa i Poissonov omjer od 0,33, a cirkonijska krunica imala je Youngov modul od 70 000 MPa i Poissonov omjer od 0,19.

Model konačnih elemenata

Modeli konačnih elemenata povezani su u uzajamno povezane elemente, s čvorovima koji služe kao diskretne točke izračuna. Modeli su bili sljedeći: implantat 1A imao je 24 390 čvorova i 131 077 elemenata; implantat 1B imao je 24 442 čvora i 145 990 elemenata; implantat 1C imao je 24 314 čvorova i 145 081 elemenata. Raspodjela von Misesova naprezanja izračunata je analizom pomaka tih čvorova pod opterećenjem.

Studijski dizajn

U ovom istraživanju upotrijebljen je model konačnih elemenata temeljen na mandibuli za procjenu raspodjele naprezanja. Implantati *Nobel Active* postavljeni su pod nagibom od 0°, 5° i 10°. Vertikalna sila od 300 N, koja je prosječno žvačno opterećenje, primijenjena je kako bi se simulirao klinički scenarij zamjene nedostajućega prvog donjeg kutnjaka jednim implantatom i krunicom. Rezna površina tvrde kosti fiksirana je, a mandibula je poduprta u svojoj bazi i distalnim krajevima kako bi se uzeo u obzir utjecaj mišića i ligamenata, replicirajući realne kliničke uvjete.

Slučajevi opterećenja – protokoli Load cases

Analizirana su dva slučaja opterećenja. Prvi je uključivao implantate *Nobel Active* s unutarnjim konusnim spojevima koji su bili pod vertikalnim silama od 300 N pri nagibima od 0°, 5° i 10°. U drugom slučaju procijenjeni su implantati *Nobel Speedy Groovy* s vanjskim šesterokutnim spojevima koji su bili pod jednakim uvjetima opterećenja i nagiba.

Analiza naprezanja

Raspodjela naprezanja analizirana je u šest modela na tri ključnim mjestima: tvrdog kosti, tijelu implantata i krunici. Smjerovi naprezanja procijenjeni su duž triju osi: mediolateralnog smjera (X-os), vertikalnog smjera (Y-os) i anteroposteriornog smjera (Z-os).

Upotrijebljeni softver

U istraživanju je upotrijebljen napredni softver za obradu i analizu. CT snimke zuba i mandibule obrađene su u programu Mimics 8.11, a podatci o površini implantata, unutarnjeg vijka, implantatne nadogradnje i mandibule generirani su u programu Solid Edge 2004. Modeli konačnih elemenata izrađeni su u programu Hypermesh 9.0, a analiza naprezanja obavljena je u programu ANSYS 12.1.

Kodiranje naprezanja i pomaka bojama

Vrijednosti naprezanja i pomaka vizualizirane su s pomoću ljestvice s oznakama boja. Minimalno naprezanje ili pomak označeno je plavom bojom, a maksimalno crvenom. Međunijanse su označavale različite razine naprezanja ili pomaka između tih ekstrema.

Specifikacije hardvera

Računalna analiza obavljena je na hardveru opremljenom Intel Core 2 Duo procesorom, 4 GB RAM-a i tvrdim dis-

RAM, and a 320 GB hard disk. These specifications ensured sufficient computational power for modelling and simulating stress distribution.

Results

Von Mises stress on implants (Table 1)

The distribution of von Mises stress across different regions of the implants demonstrates the impact of varying implant angulations.

In the crown region, stress levels progressively increase from Implant 1A (51.72 MPa) to Implant 1C (54.26 MPa). This trend suggests that increasing implant angulation amplifies the stress experienced by the crown, which could potentially affect the long-term durability of the prosthetic component (Figure 1).

For the implant body, Implant 1C exhibits the highest stress (64.59 MPa), followed by Implant 1B (51.27 MPa) and Implant 1A (44.3 MPa). This indicates that the implant body is subjected to greater stress as the angulation increases. The significantly higher stress on Implant 1C suggests that increased angulation alters the load distribution, concentrating more force on the implant itself (Figure 2).

In the hard bone region, stress also rises with increased angulation. Implant 1A experiences the least stress (21.84 MPa), while Implant 1C bears the highest stress (37.37 MPa). This progression indicates that higher angulation transfers more stress to the surrounding bone, potentially increasing the risk of bone remodelling or resorption over time (Figure 3).

Overall, the results highlight that increasing implant angulation shifts stress distribution, with higher stress values observed in the crown, implant body, and hard bone. These findings underscore the importance of carefully considering angulation during implant placement to mitigate potential mechanical complications.

Direction of force across implants (Table 2)

The direction of force analysis provides insights into the biomechanical behavior of the implants under vertical loading conditions across three axes (DX, DY, and DZ).

In the DX direction, the force remains consistent at 0.005 mm for all three implants (1A, 1B, and 1C). This uni-

kom od 320 GB. Te specifikacije osigurale su dovoljnu računalnu snagu za modeliranje i simuliranje raspodjele naprezanja.

Rezultati

Von Misesovo naprezanje na implantatima (tablica 1.)

Raspodjela von Misesova naprezanja po različitim područjima implantata pokazuje utjecaj različitih kutova nagiba implantata.

U području krunice razine naprezanja progresivno su rasle od implantata 1A (51,72 MPa) do implantata 1C (54,26 MPa). Taj trend sugerira da povećanje kuta nagiba implantata pojačava naprezanje kojemu je izvrnuta krunica, što bi moglo utjecati na trajnost protetičke komponente (slika 1.).

Kad je riječ o tijelu implantata, implantat 1C pokazuje najveće naprezanje (64,59 MPa), a slijede implantat 1B (51,27 MPa) i implantat 1A (44,3 MPa). To upućuje na to da je tijelo implantata izloženo većem naprezanju kako se nagib povećava. Značajno veće naprezanje na implantatu 1C sugerira da povećano naprezanje mijenja raspodjelu opterećenja i koncentrira više sile na sam implantat (slika 2.).

U području tvrde kosti naprezanje također raste s povećanim nagibom. Implantat 1A podnosio je najmanje naprezanje (21,84 MPa), a implantat 1C najveće (37,37 MPa). Ta progresija pokazuje da veći kut nagiba prenosi više naprezanja na okolnu kost, što potencijalno povećava rizik od preoblikovanja ili resorpcije kosti tijekom vremena (slika 3.).

Općenito, rezultati pokazuju da povećanje kuta nagiba implantata mijenja raspodjelu naprezanja, s višim vrijednostima naprezanja uočenima u krunici, tijelu implantata i tvrdoj kosti. Ti nalazi ističu važnost pozornog razmatranja kuta nagiba tijekom postavljanja implantata kako bi se ublažile potencijalne mehaničke komplikacije.

Smjer sile duž implantata (tablica 2.)

Analiza smjera sile daje uvid u biomehaničko ponašanje implantata u uvjetima vertikalnog opterećenja duž triju osi (DX, DY i DZ).

U DX smjeru sila ostaje konzistentna na 0,005 mm za sva tri implantata (1A, 1B i 1C). Ta ujednačenost sugerira da la-

Table 1 von Mises stress on implants

Tablica 1. Von Misesovo naprezanje na implantatima

Region • Područje	Implant 1A • Implantat 1A (MPa)	Implant 1B • Implantat 1B (MPa)	Implant 1C • Implantat 1C (MPa)
Crown • Krunica	51.72	52.12	54.26
Implant • Implantat	44.3	51.27	64.59
Hard Bone • Tvrda kost	21.84	28.5	37.37

Table 2 Direction of force across implants 1A, 1B, and 1C

Tablica 2 Smjer sile duž implantata 1A, 1B i 1C

Direction • Smjer	Implant 1A • Implantat 1A (mm)	Implant 1B • Implantat 1B (mm)	Implant 1C • Implantat 1C (mm)
DX	0.005	0.005	0.005
DY	0.0107	0.0124	0.0156
DZ	0.0016	0.0057	0.01

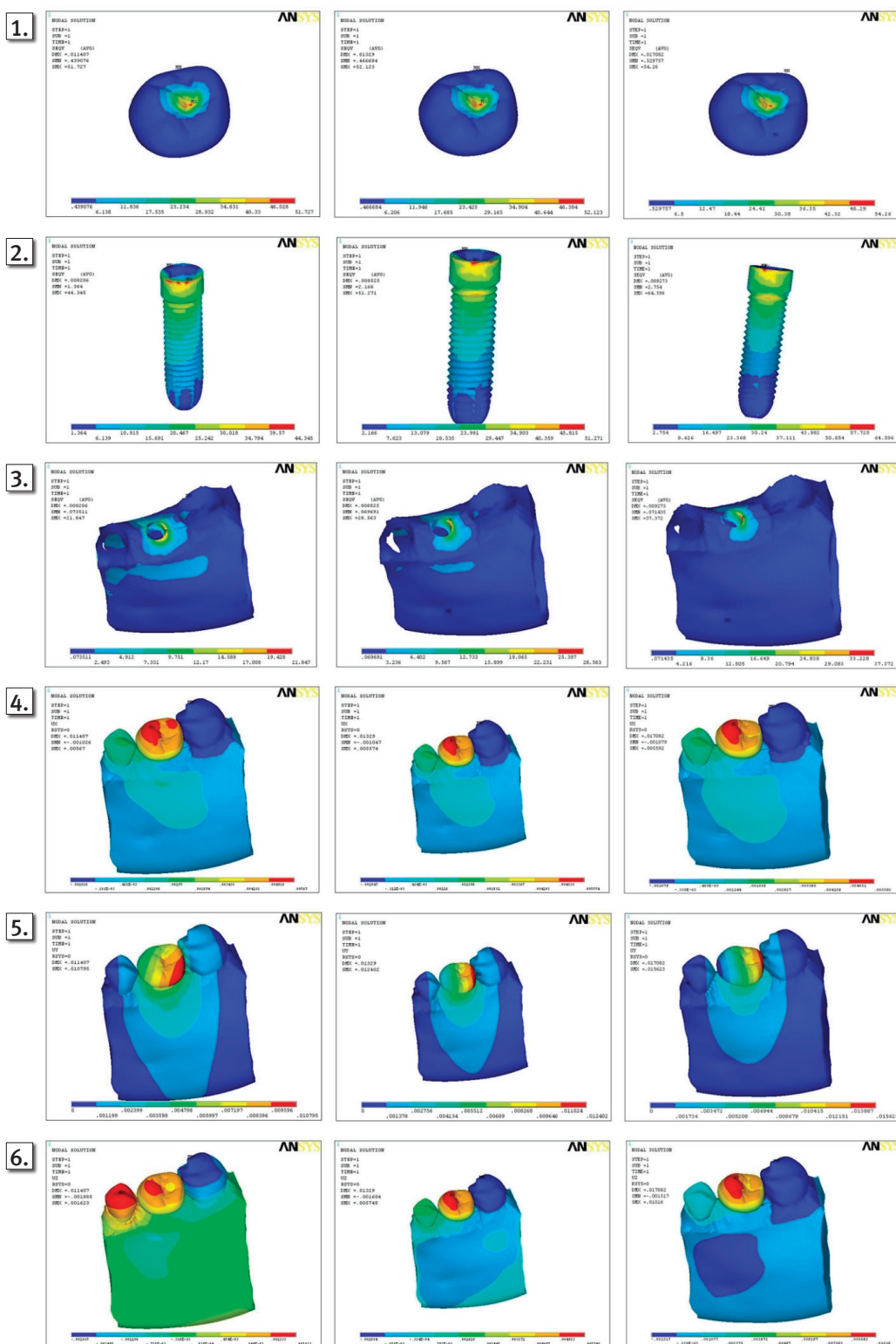


Figure 1 von Mises stress on crown at 0°, 5°, and 10° implant angulation
 Slika 1. Von Misesovo naprezanje na krunici pri nagibima implantata od 0°, 5° i 10°
 Figure 2 von Mises stress on implant body at 0°, 5°, and 10° implant angulation
 Slika 2. Von Misesovo naprezanje na tijelu implantata pri nagibima implantata od 0°, 5° i 10°
 Figure 3 von Mises stress on bone at 0°, 5°, and 10° implant angulation
 Slika 3. Von Misesovo naprezanje na kosti pri nagibima implantata od 0°, 5° i 10°
 Figure 4 Force in DX direction at 0°, 5°, and 10° implant angulation
 Slika 4. Sila u DX smjeru pri nagibima implantata od 0°, 5° i 10°
 Figure 5 Force in DY direction at 0°, 5°, and 10° implant angulation
 Slika 5. Sila u DY smjeru pri nagibima implantata od 0°, 5° i 10°
 Figure 6 Force in DZ direction at 0°, 5°, and 10° implant angulation
 Slika 6. Sila u DZ smjeru pri nagibima implantata od 0°, 5° i 10°

formity suggests that the lateral displacement is unaffected by variations in implant angulation (Figure 4).

For the DY direction, the force increases significantly with angulation. Implant 1A exhibits the lowest displacement (0.0107 mm), followed by Implant 1B (0.0124 mm), and Implant 1C (0.0156 mm). The increase in displacement along this vertical axis indicates that higher angulation results in greater vertical force transfer, which could influence the load-bearing capacity of the implant and surrounding structures (Figure 5).

In the DZ direction, force displacement also rises with angulation. Implant 1A has the least displacement (0.0016 mm), while Implant 1C experiences the highest (0.01 mm). This trend suggests that increasing angulation introduces higher anteroposterior forces, potentially affecting the stability of the implant in this plane (Figure 6).

The overall force analysis highlights that implant angulation significantly impacts force distribution, particularly along the DY and DZ directions, while the DX direction remains constant. Implant 1C, with the highest angulation, consistently demonstrates the greatest force values across these axes. This suggests that angulation has a substantial influence on the biomechanical behavior of implants, which could have implications for clinical decision-making and long-term outcomes.

Discussion

The biomechanical stability of dental implants is a critical determinant of their long-term success (14). Stress distribution and force dynamics play a pivotal role in influencing implant outcomes, particularly in relation to surrounding bone health, prosthetic survival, and overall functional performance (14). This study sought to evaluate the effect of implant angulation on stress distribution and force directions within Nobel Active implants and their associated crowns, under vertical loading conditions. The findings provide valuable insights into the interplay between implant design, angulation, and biomechanical responses, which have been elaborated below with comparisons to the available literature.

Effect of implant angulation on stress distribution

The results demonstrate that increasing implant angulation amplifies stress levels in all evaluated regions—the crown, implant body, and surrounding hard bone. In the crown region, von Mises stress increased from 51.72 MPa in Implant 1A (0° angulation) to 54.26 MPa in Implant 1C (10° angulation). These findings align with previous studies that have reported higher stresses in prosthetic components when implant angulation increases, attributing this to altered load transfer mechanics (16, 17). The increase in stress levels with angulation could predispose crowns to microfractures or failure over time, necessitating robust material selection and design for prosthetic components (3).

The implant body experienced the most significant stress amplification, with values rising from 44.3 MPa in Implant 1A to 64.59 MPa in Implant 1C. Similar trends have been observed in studies employing finite element analysis (FEA),

teralni pomak nije pod utjecajem varijacija nagiba implantata (slika 4.).

Za DY smjer sila se značajno povećava s kutom nagiba. Implantat 1A pokazuje najmanji pomak (0,0107 mm), a slijede implantati 1B (0,0124 mm) i 1C (0,0156 mm). Povećanje pomaka duž ove vertikalne osi upućuje na to da veći kut rezultira većim vertikalnim prijenosom sile, što bi moglo utjecati na nosivost implantata i okolnih struktura (slika 5.).

U DZ smjeru pomak sile također raste s kutom. Implantat 1A ima najmanji pomak (0,0016 mm), a implantat 1C najveći (0,01 mm). Taj trend sugerira da povećanje kuta uvođi veće anteroposteriorne sile, što potencijalno utječe na stabilnost implantata u toj ravnini (slika 6.).

U ukupnoj analizi sile ističe se da kut nagiba implantata značajno utječe na raspodjelu sile, posebno duž smjerova DY i DZ, a smjer DX ostaje konstantan. Implantat 1C, s najvećim kutom nagiba, dosljedno pokazuje najveće vrijednosti sile duž ovih osi. To sugerira da kut nagiba ima značajan utjecaj na biomehaničko ponašanje implantata, što bi moglo imati implikacije kad je riječ o kliničkom donošenju odluka i dugoročnim ishodima.

Rasprava

Biomehanička stabilnost dentalnih implantata ključna je odrednica njihova dugoročnog uspjeha (14). Raspodjela naprezanja i dinamika sile ključne su za ishode implantata, posebno u odnosu na zdravlje okolne kosti, preživljavanje protetičke suprastrukture i ukupne funkcijske performanse (14). Autor ove studije nastojao je procijeniti učinak kuta implantata na raspodjelu naprezanja i smjerove sile unutar implantata *Nobel Active* i njihovih povezanih krunica u uvjetima vertikalnog opterećenja. Nalazi pružaju vrijedne uvide u međudjelovanje dizajna implantata, kuta nagiba i biomehaničkih odgovora koji su u nastavku detaljnije opisani, uz usporedbe s dostupnom literaturom.

Utjecaj nagiba implantata na raspodjelu naprezanja

Rezultati pokazuju da povećanje kuta implantata pojačava razinu naprezanja u svim procijenjenim područjima – u krunici, tijelu implantata i okolnoj tvrdj kosti. U području krunice von Misesovo naprezanje povećalo se s 51,72 MPa u implantatu 1A (kut od 0°) na 54,26 MPa u implantatu 1C (kut nagiba od 10°). Ti nalazi u skladu su s prethodnim studijama u kojima su autori izvijestili o većim naprezanjima u protetičkom komponentama kada se kut nagiba implantata poveća, pripisujući to promijenjenoj mehanici prijenosa opterećenja (16, 17). Povećanje razine naprezanja s nagibom moglo bi predisponirati krunice za mikrofrakture ili otkazivanje tijekom vremena, što zahtijeva odabir otpornog materijala i dizajna za protetičke komponente (3).

Tijelo implantata doživjelo je najznačajnije povećanje naprezanja, s vrijednostima koje su porasle s 44,3 MPa u implantatu 1A na 64,59 MPa u implantatu 1C. Slični trendo-

where steeply angled implants exhibit higher stress concentrations within their bodies due to non-axial force components (12, 18). This phenomenon underscores the importance of optimizing implant angulation during placement to prevent mechanical overload and potential implant fractures.

In the surrounding hard bone, stress levels also increased with angulation, from 21.84 MPa in Implant 1A to 37.37 MPa in Implant 1C. Excessive stress in the peri-implant bone has been associated with bone remodeling and potential resorption, which could compromise osseointegration and implant stability over time (17). Notably, studies have shown that peri-implant bone loss is more pronounced in angulated implants, particularly in regions experiencing higher stress (18, 20). These findings emphasize the need for precise surgical planning to mitigate stress-induced bone changes.

Force direction and implant stability

The force direction analysis revealed distinct patterns across the three axes (DX, DY, and DZ). While the DX direction remained constant at 0.005 mm across all angulations, forces in the DY and DZ directions increased with angulation. The highest forces were recorded in the DY direction for Implant 1C (0.0156 mm), followed by Implant 1B (0.0124 mm) and Implant 1A (0.0107 mm). The DZ direction also showed a similar trend, with forces increasing from 0.0016 mm in Implant 1A to 0.01 mm in Implant 1C.

The observed increase in vertical (DY) and anteroposterior (DZ) forces with angulation is consistent with existing research, which highlights that angulated implants experience more complex force vectors due to non-axial loading (21). These forces can alter load distribution within the implant-prosthesis complex and surrounding structures, potentially leading to mechanical and biological complications. It has been indicated that increased forces along the DZ axis may contribute to micromovement at the bone-implant interface, jeopardizing osseointegration (22). Moreover, elevated DY forces can increase stress in the prosthetic components, as observed in the present study, potentially affecting their longevity.

Clinical implications of stress and force analysis

The findings of this study hold significant clinical relevance, particularly in guiding implant placement strategies. Angulated implants are often employed in cases where anatomical constraints, such as maxillary sinus proximity or insufficient alveolar bone, preclude the use of straight implants. While angulation can enhance prosthetic alignment and esthetics, the associated increase in stress levels and force magnitudes warrants careful consideration (3,23).

One critical aspect is the selection of implant materials and designs that can withstand higher stresses. Nobel Active implants, used in this study, are designed with a unique thread geometry that enhances primary stability and stress distribution. However, even with advanced designs, the stress amplification observed with increased angulation un-

vi uočeni su u studijama u kojima je primijenjena analiza konačnih elemenata (FEA), gdje strmo nagnuti implantati pokazuju veće koncentracije naprezanja unutar svojih tijela zbog neaksijalnih komponenta sile (12, 18). Taj fenomen ističe važnost optimizacije kuta implantata tijekom postavljanja da bi se spriječilo mehaničko preopterećenje i potencijalno puknuće implantata.

U okolnoj tvrdoj kosti razine naprezanja također su se povećavale s nagibom, od 21,84 MPa u implantatu 1A do 37,37 MPa u implantatu 1C. Prekomjerno naprezanje u peri-implantatnoj kosti povezano je s preoblikovanjem kosti i potencijalnom resorpcijom, što bi s vremenom moglo ugroziti oseointegraciju i stabilnost implantata (17). U studijama je istaknuto da je gubitak periimplantatne kosti izraženiji kod nagnutih implantata, posebno u regijama s većim napreznjem (18, 20). Ti nalazi ističu potrebu za preciznim kirurškim planiranjem kako bi se ublažile promjene kosti prouzročene napreznjem.

Smjer sile i stabilnost implantata

Analiza smjera sile otkrila je različite obrasce duž triju osi (DX, DY i DZ). Dok je smjer DX ostao konstantan na 0,005 mm u svim nagibima, sile u smjerovima DY i DZ povećavale su se s kutom nagiba. Najveće sile zabilježene su u smjeru DY za implantat 1C (0,0156 mm), zatim za implantat 1B (0,0124 mm) i implantat 1A (0,0107 mm). Smjer DZ također je pokazao sličan trend, s porastom sile od 0,0016 mm u implantatu 1A do 0,01 mm u implantatu 1C.

Uočeno povećanje vertikalnih (DY) i anteroposteriornih (DZ) sila s kutom nagiba u skladu je s postojećim istraživanjima u kojima autori ističu da na nagnute implantate djeluju složeniji vektori sile zbog neaksijalnog opterećenja (21). Te sile mogu promijeniti raspodjelu opterećenja unutar kompleksa implantat – protetička suprastruktura i okolnih struktura, što potencijalno izaziva mehaničke i biološke komplikacije. Pokazalo se da povećane sile duž osi DZ mogu pridonijeti mikropomicanju na spoju kosti i implantata, ugrožavajući oseointegraciju (22). Štoviše, povećane DY sile mogu povećati naprezanje u protetičkim komponentama, kao što je uočeno u ovom istraživanju, što potencijalno utječe na njihovu dugovječnost.

Kliničke implikacije analize naprezanja i sile

Nalazi uz ove studije imaju značajnu kliničku važnost, posebno u vođenju strategija postavljanja implantata. Nakošeni implantati često se primjenjuju u slučaju kada anatomski ograničenja, poput blizine maksilarnog sinusa ili nedovoljne alveolarne kosti, sprječavaju upotrebu ravnih implantata. Iako nagib može olakšati protetičko rješenje i poboljšati estetiku, povezano povećanje razine naprezanja i magnitude sile zahtijeva pozorno razmatranje (3, 23).

Jedan kritični aspekt jest odabir materijala i dizajna implantata koji mogu izdržati veća naprezanja. Implantati *Nobel Active*, upotrijebljeni u ovoj studiji, dizajnirani su s jedinstvenom geometrijom navoja koja poboljšava primarnu stabilnost i raspodjelu naprezanja. No čak i kod naprednih dizajna, pojačanje naprezanja uočeno s povećanim nagibom

derscores the need for meticulous planning to balance functional and mechanical demands (24).

Another consideration is the role of prosthetic materials in mitigating stress-related complications. Zirconia crowns, utilized in this study, offer high flexural strength and fracture resistance, making them suitable for high-stress environments. Nonetheless, alternative materials, such as lithium disilicate or reinforced ceramics, could be explored for cases with extreme angulation to further enhance durability (25).

Comparison with previous studies

The results of this study align with the broader body of literature exploring the biomechanical impact of implant angulation. Geng et al. reported that stress concentrations are higher in angulated implants, particularly in the cervical region of the bone and implant body. (26). Similar trends were observed by Oswald et al. (2016), who highlighted that non-axial forces in angulated implants exacerbate stress levels in both prosthetic and peri-implant regions (9). These findings reinforce the notion that angulation introduces biomechanical challenges that must be addressed through thoughtful planning and material selection.

However, some studies suggest that moderate angulations (up to 15°) may not significantly compromise implant stability if appropriate prosthetic and surgical techniques are employed (27). For example, the use of customized abutments to correct angulation discrepancies has been shown to mitigate stress concentrations, thereby improving load distribution (28). These strategies highlight the potential for optimizing outcomes in angulated implant cases, even in challenging scenarios.

Limitations of the study

Despite its valuable contributions, this study has certain limitations that should be acknowledged. First, the use of finite element analysis, while highly effective for simulating clinical scenarios, may not fully replicate the complex biomechanical environment of the oral cavity. Factors such as dynamic loading, soft tissue interactions, and long-term bone remodelling were not accounted for in the analysis. Additionally, the study focused solely on vertical loading conditions, whereas masticatory forces *in vivo* often involve oblique and lateral components that could influence stress distribution.

Another limitation is the exclusive use of Nobel Active implants and zirconia crowns. While these components represent widely used options in implant dentistry, the findings may not be directly extrapolated to other implant systems or prosthetic materials with differing mechanical properties. Future studies could explore a broader range of designs and materials to provide more comprehensive insights.

Future directions

Building on the findings of this study, future research could adopt a more holistic approach by incorporating dynamic loading conditions and patient-specific anatomical models. The use of advanced imaging techniques, such as micro-CT or 3D printing, could enhance the accuracy of fi-

ističe potrebu za pomnim planiranjem kako bi se uravnotežili funkcijski i mehanički zahtjevi (24).

Drugo razmatranje jest uloga protetičkih materijala u ublažavanju komplikacija povezanih s naprežanjem. Cirkonijske krunice, upotrijebljene u ovom istraživanju, imaju visoku savojnu čvrstoću i otpornost na puknuće, što ih čini prikladnima za okruženja s visokim naprežanjem. Ipak, alternativni materijali, poput litijeva disilikata ili ojačane keramike, mogli bi se istražiti za slučajeve s ekstremnim nagibom kako bi se dodatno poboljšala trajnost (25).

Usporedba s dosadašnjim studijama

Rezultati ove studije podudaraju se s onima u literaturi koja istražuje biomehanički utjecaj nagiba implantata. Geng i suradnici izvijestili su da su koncentracije naprežanja veće s nakošenim implantatima, posebno u cervikalnom području kosti i tijela implantata (26). Slične trendove uočili su Oswald i suradnici (2016.) koji su istaknuli da neaksijalne sile kod nakošenih implantata pogoršavaju razinu naprežanja i u protetičkim komponentama i u periimplantnom području (9). Ti nalazi pojačavaju ideju da angulacija uvodi biomehaničke izazove koji se moraju riješiti promišljenim planiranjem i odabirom materijala.

No autori nekih studija sugeriraju da umjereno nakošavanje (do 15°) ne mora značajno ugroziti stabilnost implantata ako se upotrebljavaju odgovarajuće protetičke i kirurške tehnike (27). Primjerice, pokazalo se da upotreba prilagođenih implantatnih nadogradnji za ispravljanje odstupanja kutova nagiba ublažava koncentracije naprežanja, čime se poboljšava raspodjela opterećenja (28). Te strategije ističu potencijal za optimizaciju ishoda u slučaju nakošenih implantata, čak i u izazovnim scenarijima.

Ograničenja istraživanja

Unatoč vrijednim doprinosima, ovo istraživanje ima određena ograničenja koja treba uzeti u obzir. Prvo je da primjena metode konačnih elemenata, iako vrlo učinkovita za simuliranje kliničkih scenarija, možda neće potpuno replicirati složeno biomehaničko okruženje usne šupljine. Čimbenici poput dinamičkog opterećenja, interakcija mekih tkiva i dugoročnog preoblikovanja kosti u analizi nisu uzeti u obzir. Uz to, autor studije usredotočio se isključivo na uvjete vertikalnog opterećenja, a žvačne sile *in vivo* često uključuju kose i lateralne komponente koje bi mogle utjecati na raspodjelu naprežanja.

Još jedno ograničenje jest isključiva upotreba implantata *Nobel Active* i cirkonijskih krunica. Iako su te komponente često korištene opcije u implantologiji, nalazi se možda ne mogu izravno ekstrapolirati na druge sustave implantata ili protetičke materijale s različitim mehaničkim svojstvima. Buduća istraživanja mogla bi se usmjeriti na širi raspon dizajna i materijala kako bi pružila sveobuhvatnije uvide.

Trendovi

Nadovezujući se na rezultate ove studije, u budućim istraživanjima mogao bi se primijeniti pristup uključivanja dinamičkih uvjeta opterećenja i anatomskih modela specifičnih za pacijenta. Upotreba naprednih tehnika snimanja, poput mikro-CT-a ili 3D ispisa, mogla bi poboljšati točnost modela

nite element models and provide a more realistic representation of clinical scenarios. Additionally, long-term clinical studies are needed to validate the *in vitro* findings and assess the impact of implant angulation on survival rates and patient outcomes.

Exploring the role of adjunctive strategies, such as guided bone regeneration or ridge augmentation, in mitigating stress-related complications in angulated implants could also be valuable. Furthermore, the development of novel implant designs and materials tailored to high-stress environments could revolutionize the management of complex implant cases.

Conclusion

This study underscores the significant influence of implant angulation on stress distribution and force dynamics in Nobel Active implants and their crowns. The findings highlight that increasing angulation amplifies stress levels in the crown, implant body, and hard bone, while also increasing force magnitudes in the vertical and anteroposterior directions. These results have important implications for clinical practice, emphasizing the need for precise surgical planning, optimal material selection, and advanced prosthetic techniques to minimize complications and enhance long-term outcomes. By integrating these insights with future advancements in implant design and technology, clinicians can achieve predictable and durable results in angulated implant cases.

Conflict of Interest: The authors have no conflicts of interest.

Acknowledgments: None.

Funding: No external funding

Author's contribution: B.V. - conducted the research, organized the research, wrote the manuscript, proofread the manuscript, discussion, secured financing, and participated in experimental design.

konačnih elemenata i dati realističniji prikaz kliničkih scenarija. Uz to, potrebna su dugoročna klinička istraživanja kako bi se potvrdili nalazi *in vitro* i procijenio utjecaj kuta implantata na stope preživljavanja i ishode kod pacijenata.

Vrijedno bi bilo i istraživanje uloge pomoćnih strategija, poput vođene regeneracije kosti ili augmentacije grebena u ublažavanju komplikacija povezanih sa stresom kod kutnih implantata. Nadalje, razvoj novih dizajna implantata i materijala prilagođenih okruženjima s visokim stresom mogao bi revolucionirati liječenje složenih slučajeva implantatima.

Zaključak

U ovom istraživanju ističe se značajan utjecaj kuta nagiba implantata na raspodjelu naprezanja i dinamiku sile u implantatima *Nobel Active* i pripadajućim krunicama. Nalazi ističu da povećanje nagiba pojačava razinu naprezanja u krunici, tijelu implantata i tvrdjosti kosti, a istodobno povećava veličinu sile u vertikalnom i anteroposteriornom smjeru. Ovi rezultati sadržavaju važne implikacije za kliničku praksu, ističući potrebu za preciznim kirurškim planiranjem, optimalnim odabirom materijala i naprednim protetičkim tehnikama kako bi se minimizirale komplikacije i poboljšali dugoročni rezultati. Integracijom tih spoznaja s budućim napretkom u dizajnu i tehnologiji implantata, kliničari mogu postići predvidljive i trajne rezultate u slučajevima implantata s većim nagibom.

Sukob interesa: Autor nije bio u sukobu interesa.

Financiranje: Nije bilo vanjskog financiranja.

Doprinos autora: B. V. – organizacija i provedba istraživanja, pisanje i lektiranje teksta, vođenje rasprave, osiguravanje financiranja, sudjelovanje u eksperimentalnom dizajnu

Sažetak

Svrha rada: Cilj je bio istražiti raspodjelu naprezanja i smjer sile na implantatima *Nobel Active* i pripadajućim krunicama pod različitim nagibima implantata primjenom metode konačnih elemenata. **Materijali i metode:** Trodimenzionalna analiza konačnih elemenata provedena je na implantatima *Nobel Active* s cirkonijskim krunicama. Implantati su modelirani pod nagibima od 0°, 5° i 10°. Vertikalna opterećenja od 300 N primijenjena su za simulaciju žvačnih sila. Raspodjela naprezanja (von Misesovo naprezanje) i smjerovi sile (DX, DY, DZ) analizirani su duž krunice, tijela implantata i tvrde kosti. **Rezultati:** Povećani nagib implantata pojačao je naprezanje u svim regijama. Krunica je pokazala razine naprezanja od 51,72 MPa (0°), 52,12 MPa (5°) i 54,26 MPa (10°). Tijelo implantata pokazalo je naprezanje u rasponu od 44,3 MPa (0°) do 64,59 MPa (10°). Naprezanje tvrde kosti povećalo se s 21,84 MPa (0°) na 37,37 MPa (10°). Smjerovi sile pokazali su najveći pomak u osi DY, povećavajući se od 0,0107 mm (0°) do 0,0156 mm (10°). **Zaključak:** Nagib implantata značajno utječe na raspodjelu naprezanja i dinamiku sile. Veći kut povećava naprezanje u krunici, tijelu implantata i tvrdjosti kosti, a istodobno pojačava vertikalne i anteroposteriorne sile. Ti nalazi ističu važnost preciznog planiranja kuta i odabira materijala za optimizaciju performansi i dugovječnosti implantata.

Zaprimljen: 28. travnja 2025.

Prihvaćen: 14. srpnja 2025.

Adresa za dopisivanje

dr. Vinod Bandela
Zavod za stomatološku protetiku
Stomatološki fakultet, Sveučilište Jouf
Pokrajina Al Jouf – 72345, Saudijska Arabija.
dr.vinod.bandela@jodent.org

MeSH pojmovi: zubni implantati; oblikovanje zubne proteze; krunice; analiza stresa; opterećenja koja uzrokuju zamor materijala

Autorske ključne riječi: resorpcija kosti; dizajn zubne proteze; opterećenje zamorom; analiza konačnih elemenata; fiksni nadomjesci; Implantologija, mehanički; naprezanje

References

1. Danesh-Meyer MJ. Dental implants. Part I: Biological basis, implant types, and the peri-implant sulcus. *J N Z Soc Periodontol*. 1994;77:15-22.
2. Huang YC, Huang YC, Ding SJ. Primary stability of implant placement and loading related to dental implant materials and designs: A literature review. *J Dent Sci*. 2023;18(4):1467-76.
3. Chatterjee E, Nasha A, Mustafa M, Chinthalapudi SL, Padavala S, Lakshmiapuram AK, et al. The impact of implant angulation on the stress distribution and survival rate of implant-supported fixed dental prostheses: A retrospective study. *Cureus*. 2023;15(10):e47892.
4. Kochar SP, Reche A, Paul P. The etiology and management of dental implant failure: A review. *Cureus*. 2022;14(10):e30455.
5. Lin CP, Shyu YT, Wu YL, Tsai MH, Chen HS, Wu AY. Effects of marginal bone loss progression on stress distribution in different implant-abutment connections and abutment materials: A 3D finite element analysis study. *Materials (Basel)*. 2022;15(17):5866.
6. Guarnieri R, Reda R, Di Nardo D, Miccoli G, Zanza A, Testarelli L. In vitro direct and indirect cytotoxicity comparative analysis of one pre-hydrated versus one dried acellular porcine dermal matrix. *Materials (Basel)*. 2022;15(5):1937. doi:10.3390/ma15051937.
7. Guarnieri R, Reda R, Di Nardo D, Miccoli G, Zanza A, Testarelli L. Clinical, radiographic, and biochemical evaluation of two-piece versus one-piece single implants with a laser-microgrooved collar surface after 5 years of functional loading. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2022;24(5):676-82. doi:10.1111/cid.13118.
8. NobelActive® [Internet]. Nobel Biocare India. Available from: <https://www.nobelbiocare.com/en-in/nobelactive>
9. Oswal MM, Amasi UN, Oswal MS, Bhagat AS. Influence of three different implant thread designs on stress distribution: A three-dimensional finite element analysis. *J Indian Prosthodont Soc*. 2016;16(4):359-65.
10. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2014;4(3):200-3.
11. Erdemir A, Guess TM, Halloran J, Tadepalli SC, Morrison TM. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics. *J Biomech*. 2012;45(4):625-33.
12. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvícková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;91(1):20-5.
13. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*. 1997;10(1):19-27.
14. Hosseini-Faradonbeh SA, Katoozian HR. Biomechanical evaluations of the long-term stability of dental implant using finite element modeling method: A systematic review. *J Adv Prosthodont*. 2022;14(3):182-202.
15. Khaohoen A, Sornsuwan T, Chaijareenont P, Poovarodom P, Rungsiyakull C, Rungsiyakull P. Biomaterials and clinical application of dental implants in relation to bone density: A narrative review. *J Clin Med*. 2023;12(21):6924.
16. Satheesh Kumar P, Satheesh KK, John J, Patil G, Patel R. Force transfer and stress distribution in an implant-supported overdenture retained with a hader bar attachment: A finite element analysis. *ISRN Dent*. 2013;2013:369147.
17. Behnaz E, Ramin M, Abbasi S, Pouya MA, Mahmood F. The effect of implant angulation and splinting on stress distribution in implant body and supporting bone: A finite element analysis. *Eur J Dent*. 2015;9(3):311-8.
18. 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):e69-76.
19. Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci*. 2013;5(4):162-7.
20. Caggiano M, Acerra A, Gasparro R, Galdi M, Rapolo V, Giordano F. Peri-implant bone loss in fixed full-arch implant-supported mandibular rehabilitation: A retrospective radiographic analysis. *Osteology*. 2023;3(4):131-9.
21. Hamed HA, Marzook HA, Ghoneem NE, El-Anwar MI. Angulated dental implants in posterior maxilla: FEA and experimental verification. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018;6(2):397-401.
22. Duyck J, Vandamme K. The effect of loading on peri-implant bone: A critical review of the literature. *J Oral Rehabil*. 2014;41(10):783-94.
23. Bujak M, Brakus I, Borčić R. Tooth-implant-supported prosthetic structures versus implant-supported restorations. *Acta Stomatol Croat*. 2023;57(2):177-89. doi:10.15644/asc57/2/8.
24. Alemayehu DB, Jeng YR. Three-dimensional finite element investigation into effects of implant thread design and loading rate on stress distribution in dental implants and anisotropic bone. *Materials (Basel)*. 2021;14(22):6974.
25. Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res*. 2018;97(2):140-7.
26. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-98.
27. Cavallaro J Jr, Greenstein G. Angled implant abutments: A practical application of available knowledge. *J Am Dent Assoc*. 2011;142(2):150-8.
28. Sethi A, Kaus T, Sochor P. The use of angulated abutments in implant dentistry: Five-year clinical results of an ongoing prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(6):801-10.