

ОПТИМІЗАЦІЯ ФОРМИ ТА ВИВЧЕННЯ МЕХАНІЧНИХ НАПРУГ НАВКОЛО ДЕНТАЛЬНИХ ІМПЛАНТАТІВ ПРИ РІЗНИХ НАВАНТАЖЕННЯХ

В.П.Пинзеник, А.М.Потапчук, Й.П.Шаркань, В.Я.Рибак,
Ю.Ю.Рубіш, В.І.Токач, Т.А.Потапчук

Ужгородський державний університет

Оптико-поляриметричним методом на моделях, виготовлених з епоксидної смоли досліджено вплив форми зубних імплантатів на розподіл механічних напруг в опорній тканині при різних функціональних навантаженнях.

Протезування з використанням внутрікісткових імплантатів одержало широке застосування в стоматологічній практиці [1–3]. Підвищення якості протезування потребує розв'язку задачі вибору оптимальної форми імплантату, яка забезпечила б раціональний розподіл функціонального навантаження в процесі жування. Жувальні зусилля передаються і розподіляються через імплантат на навколишню кісткову тканину, а перевищення допустимої межі напруг приводить до механічної ерозії біологічних тканин навколо імплантату і, як наслідок, до порушення жувальних функцій. Для забезпечення сприятливих умов функціонування імплантату необхідно детально вивчити залежність напружено-деформованих станів опорних тканин зони введення від форми дентального імплантату. Задача цього дослідження – визначити експериментально на моделі, методом фотопружності оптимальні форми титанових імплантатів з метою зменшення напруження в опорних кісткових тканинах.

Поляризаційно-оптичний метод можна застосувати для дослідження прозорих моделей із оптично-чутливого матеріалу. Він базується на поляризації світла і властивості більшості прозорих ізотропних матеріалів набувати

здатності до двопроренезаломлення під дією механічного навантаження. Тобто механічне навантаження робить ізотропне середовище анізотропним, що приводить до розкладання світлового променя на дві взаємно перпендикулярні плоскополяризовані складові. Ці промені поширюються в анізотропному середовищі з різними швидкостями.

Оптичну анізотропію середовища можна описати еліпсоїдом показників заломлення, а зв'язок головних показників заломлення n_1 , n_2 і n_3 з головними напругами σ_1 , σ_2 і σ_3 рівняннями:

$$n_1 - n_0 = C_1\sigma_1 + C_2(\sigma_2 + \sigma_3)$$

$$n_2 - n_0 = C_2\sigma_2 + C_1(\sigma_1 + \sigma_3)$$

$$n_3 - n_0 = C_3\sigma_3 + C_2(\sigma_1 + \sigma_2),$$

де n_0 - показник заломлення для тіла без механічної нагрукки; C_1 і C_2 - оптичні коефіцієнти які характеризують залежність між двопроренезаломленням і механічними напругами.

Якщо розглядати плоску пластину то для світла, що падає перпендикулярно пластині ці рівняння приймають наступний вигляд

$$n_1 - n_0 = C_1\sigma_1 + C_2\sigma_2$$

$$n_2 - n_0 = C_2\sigma_2 + C_1\sigma_1$$

З цих рівнянь випливає, що $n_1 - n_2 = C(\sigma_1 - \sigma_2)$ (тут $C = C_1 - C_2$ - відносний оптичний коефіцієнт напруг).

Площини поляризації променів, що поширюються в напруженій пластинці, співпадають з площинами головних напруг σ_1 і σ_2 , а лінійна різниця ходу δ пропорційна різниці коефіцієнтів заломлення і товщині пластини d :

$$\delta = d(n_1 - n_2).$$

Врахувавши попередні викладки одержимо рівняння Вертгейма:

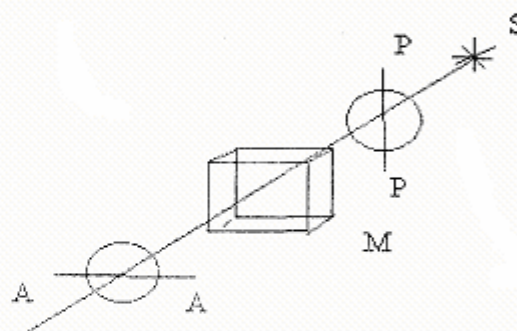
$$\delta = Cd(\sigma_1 - \sigma_2).$$

Лінійна різниця ходу δ і напрям головних напруг σ_1 і σ_2 визначалися при просвічуванні в плоскому полярископі ПКС - 125, який складається з джерела світла, поляризатора і аналізатора (мал.1). Принцип дії приладу базується на перетворенні еліптично-поляризованого світла, що вийшло із досліджуваного зразка, пластинкою $\lambda/4$ в лінійно-поляризоване з подальшим гасінням його аналізатором. Промені із джерела світла, відбившись від екрану і пройшовши поляризатор, виходять плоскополяризованими. Плоскополяризований промінь світла, попадаючи на досліджуваний прозорий зразок (модель М), що має внутрішні напруги, розкладається на два промені: звичайний і незвичайний. Площини коливань цих променів взаємноперпендикулярні і зсунуті по фазі на більшу чи меншу величину в залежності від величини навантаження і довжини ходу променя у досліджуваному зразку. Аналізатор приводить коливання звичайного і незвичайного променів у одну площину, в результаті чого відбувається інтерференція світла. Яскравість і колір інтерференційної картини залежать від різниці ходу, отриманої в результаті проходження світла через досліджуваний зразок. Відповідно по інтерференційній картині можна якісно судити про напруги в зразку (див мал.2) Для вимірювання різниці ходу з великою точністю у хід променів вводиться компенсаційна пластинка $\lambda/4$ паралельно напрямку вектора напруженості електричного поля світлової хвилі, що пропускається аналізатором. Поле зору

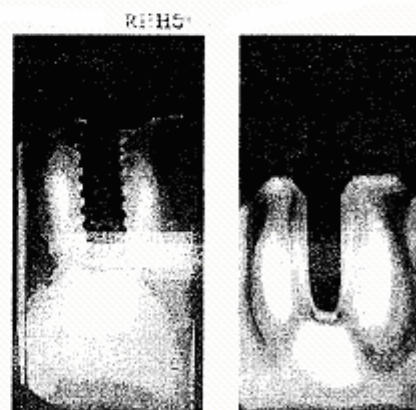
приладу при цьому затемнене. Метод вимірювання базується на вимірюванні кута ϕ повороту поляризатора поляриметра, при якому у середині досліджуваного зразка спостерігається максимальне затемнення. Між кутом повороту ϕ аналізатора в градусах і різницею ходу δ в нанометрах на 1 см. шляху променя в зразку існує слідуюча залежність:

$$\delta = (3 \times 180 N + \phi) / d,$$

де d - товщина зразка в розглядуваному напрямку в сантиметрах; N - число темних смуг між нейтральною смугою і серединою зразка.



Мал.1. Принципова схема плоского полярископа з схрещеним поляризатором (P) і аналізатором (A); S - джерело світла, М - досліджувана модель



Мал.2. Картини ізохроматичних полос при гідростатичному стискуванні досліджуваних моделей m і z.

Вимірювання в монохроматичному світлі дозволяють безпосередньо

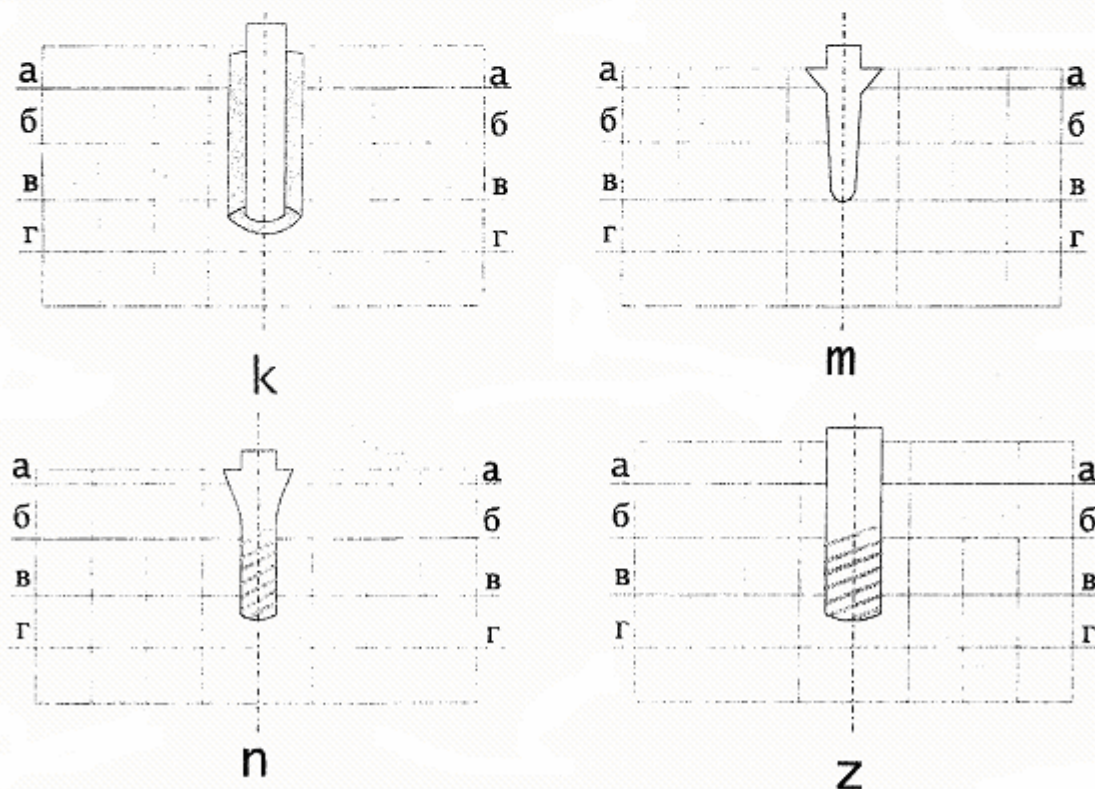
розрахувати різницю головних напруг $\sigma_1 - \sigma_2$, користуючись формулою:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = N\lambda/Cd,$$

де N - число темних смуг, λ - довжина монохроматичного світла, d - товщина прозорої пластинки моделі, C - відносний оптичний коефіцієнт напруг матеріалу з якого виготовлено прозору, двопроренезаломлюючу пластинку моделі.

При конструюванні плоских моделей встановлено масштаб 1:1. Було виготовлено чотири види імплантантів різної форми тіла обертання з титану (мал.3) які заливали епоксидною смолою марки ЕД-15-МА, що піддавалася холодній полімеризації. В результаті було одержано прозорі, однорідні (ізотропні), розмірами 6x30x30 мм моделі, які мали штучне двопроренезаломлення. Досліджувані моделі однорідні по об'єму, не

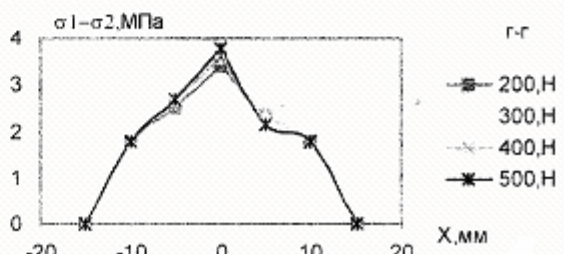
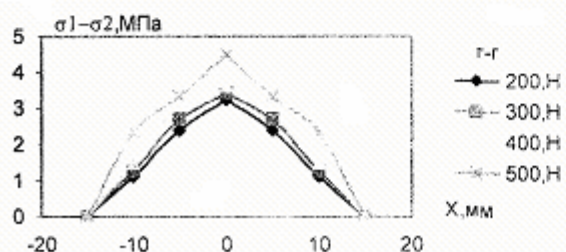
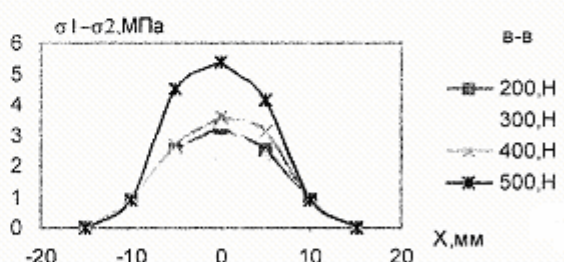
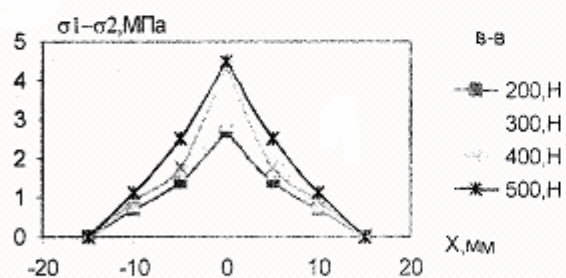
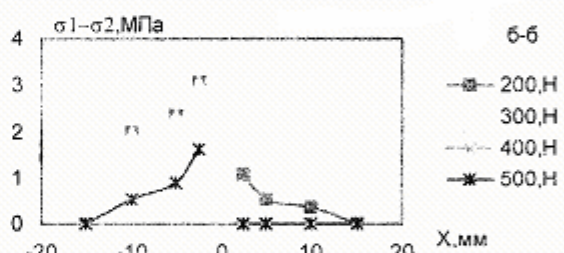
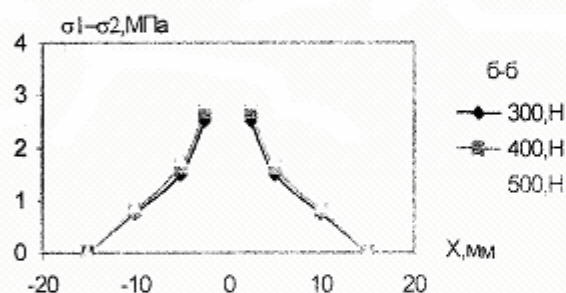
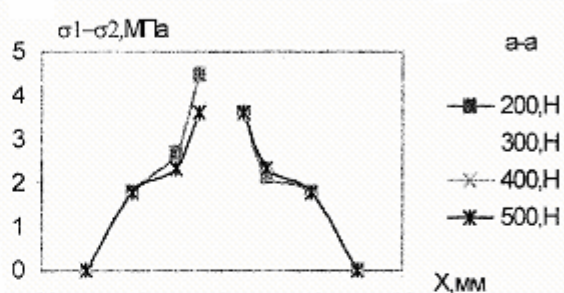
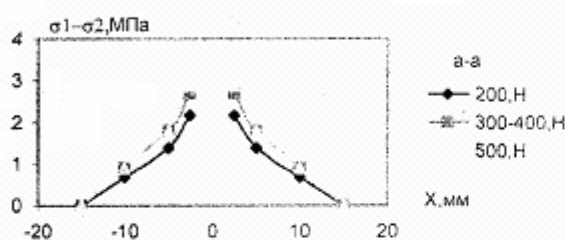
враховують наявності в кістковій тканині щелепи області з підвищеним модулем пружності, але дозволяють в першому наближенні вибрати оптимальну форму імплантата, який забезпечує достатню рівномірність передачі основного функціонального зусилля на губчасту тканину щелепи. Нами запропоновано три різні форми імплантантів **k**, **m** і **n** (мал.3): **k** - в формі циліндра, привареного до сіточки таким чином, щоб вісь циліндра лежала в площині сітки, а сама сітка закручена в спіраль навколо осі; **n** - в формі циліндричного гвинта з опорною ділянкою, що має конусність з кутом 45° ; **m** - в формі тіла обертання з невеликою конусністю на напрямній ділянці ($\alpha=4,6^\circ$) та великою конусністю на опорній ділянці ($\beta=45^\circ$). Для порівняння використали дуже поширений імплантат у вигляді циліндра з різьбою, нанесеною на половину його довжини (див. мал.3, **z**)



Мал.3. Форми досліджуваних імплантантів та перерізи в яких визначалися механічні напруги.

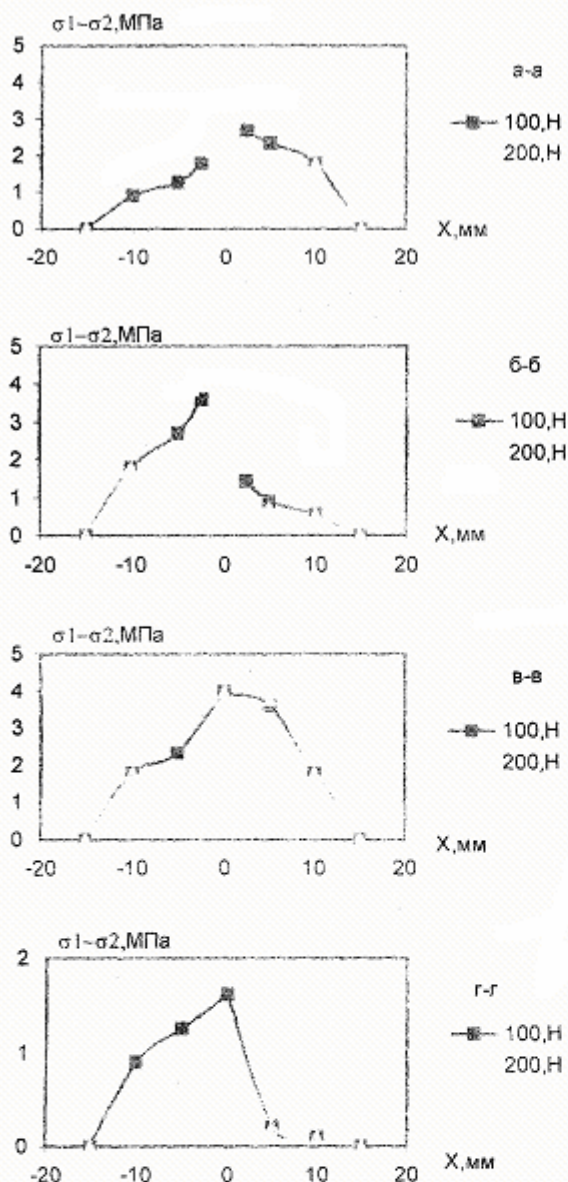
Дослідження проводились при різних величинах механічних навантажень (100Н, 200Н, 300Н, 400Н і 500Н) та напрямках дії механічних зусиль: вертикальні (стискувальні по осі імплантата), горизонтальні (діють перпендикулярно осі імплантата) і косі (

напрявлені під кутом 45° до осі імплантата). У кожному випадку різниці головних напруг $\sigma_1 - \sigma_2$ вимірювались в чотирьох горизонтальних перерізах приведених на мал. 3 (а – а, б – б, в – в, г – г) і будувались залежності $\sigma_1 - \sigma_2 = f(x)$.



Мал.4. Залежності $\sigma_1 - \sigma_2 = f(x)$ для моделі m (мал.3) при дії вертикальних навантажень на імплантат.

Мал.5. Залежності $\sigma_1 - \sigma_2 = f(x)$ для моделі m (мал.3) при дії косих навантажень на імплантат.



Мал.6. Залежності $\sigma_1 - \sigma_2 = f(x)$ для моделі **м** (мал.3) при дії горизонтальних навантажень на імплантат.

Оптимальною виявилась форма імплантату приведена на мал.3**м**. При всіх видах використаних навантажень, які змінювалися від 100Н до 500Н спостерігався найбільш рівномірний розподіл і мінімальне значення різниці головних механічних напруг $\sigma_1 - \sigma_2$ в оточуючому середовищі цього

Для ілюстрації на мал. 4,5 і 6 приведено такі залежності для вертикальних, косих і горизонтальних навантажень, відповідно, що діють на імплантат, форма якого приведена на мал.3**м**. Користуючись одержаними залежностями, побудовано діаграми максимальних механічних напруг для всіх форм імплантатів в досліджуваних перерізах. Як видно з діаграм (мал.7**к**,8**к**,9**к**), використання сіточки у вигляді спіралі, закрученої навколо осі обертання циліндричного імплантата (мал.3,**к**) не дає необхідного ефекту. При всіх досліджуваних видах навантажень механічні напруги концентруються в нижній опорній області оточуючого середовища цього імплантата (переріз $\gamma - \gamma$).

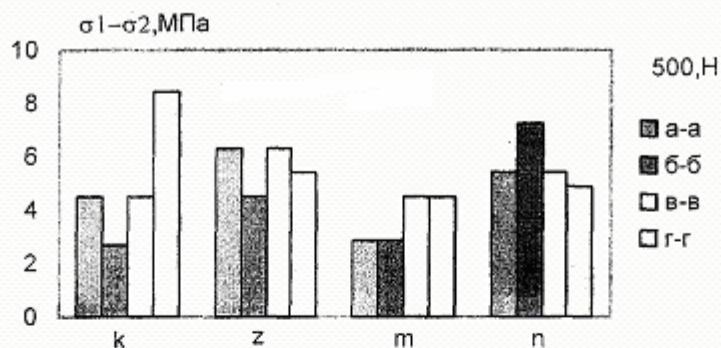
Дещо краща картина розподілу механічних навантажень спостерігається на моделі 3**п**. Однак, запропонована нами опорна частина з кутом конусності $\beta = 45^\circ$ (на відміну від моделі 3**з**) приводить до деякої концентрації механічних напруг у перерізі $\delta - \delta$ при вертикальних навантаженнях, що, враховуючи наявність кортикальної кісткової тканини з підвищеним модулем пружності, являється небажаним.

імплантата, що вигідно відрізняє його від досліджуваних імплантатів іншої форми.

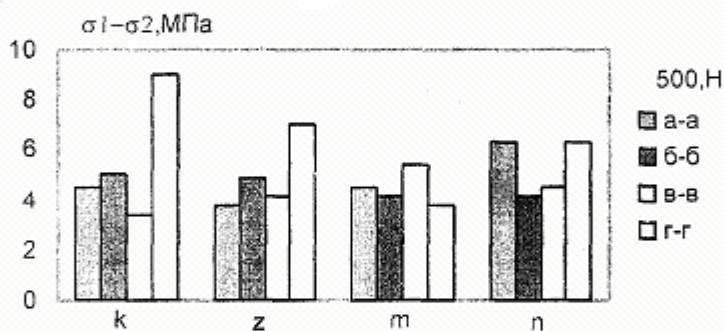
Слід відмітити, що приведені в роботі результати одержані на моделях з однорідним опорним середовищем імплантатів, в яких не врахована наявність кортикальної кісткової

тканини з підвищеним модулем пружності і можуть служити першим наближенням для подальшої роботи в

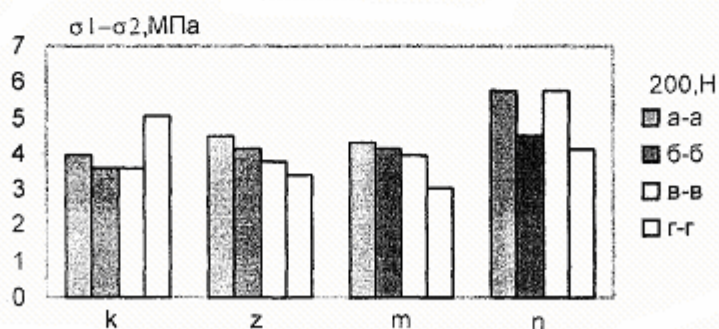
напрямку оптимізації форми зубних імплантатів з метою покращення віддалених результатів імплантації.



Мал.7. Максимальні значення механічних напруг в опорній речовині моделі при вертикальному навантаженні імплантатів.



Мал.8. Максимальні значення механічних напруг в опорній речовині моделі при косих навантаженнях імплантатів.



Мал.9. Максимальні значення механічних напруг в опорній речовині моделі при горизонтальних навантаженнях імплантатів

1. Матвеева А.И., Иванов А.Г., Гветадзе Р.Ш., Гаврюшин С.С. Особенности применения внутрикостных имплантатов с интрамобильными элементами//Стоматология, - 1998. – N5 – С.50-52.
2. Роль имплантатов в стоматологической практике//Стоматолог – 1999 – N5 – С.22-23.
3. Scott D. Ganz Формула треугольника – формула успешной имплантации//Стоматолог – 1999 – N9 – С.21-24.
4. Потапчук А.М., Шаркань Й.П., Горзов І.П., Гаврик Є.О. Зубний імплантат. Патент України N 17590. – 30.09.1996.
5. Амрахов Э.Г. Сравнительная экспериментально-клиническая оценка отечественных внутрикостных имплантатов//Автореф дис.к.м.н.-М.-1986.-С.18.

SHAPE OPTIMIZATION AND STUDY OF MECHANICAL STRAIN AROUND DENTAL IMPLANTANTS UNDER DIFFERENT LOAD

V.P.Pinzenik, A.M Potapchuk., Y.P Sharkany, V.Ya.Ribak., Yu. Yu.Rubish, V.I.Tokach, T.A.Potapchuk

Uzhgorod State University, 88000, Uzhgorod, Pidgirna str., 46.

Using the optics - polar metric method on the models manufactured from an epoxy pitch it has been investigated the dental implantants shape influence on the distribution of the mechanical strain into the base tissue under different functional loading.