

Մեխանիկա

54, Ne4, 2001

Механика

УДК 577.31..690.76

ОБ ОДНОМ МЕТОДЕ СОЕДИНЕНИЯ ЗУБНОГО ИМПЛАНТАТА С КОСТНОЙ ТКАНЬЮ Григорян К.Л., Мусаелян С.Л.

Կ.1. Գրիգորյան, Ս.Լ.Սուսայելյան

Ատամի իմպլանտատի և ռսկրային հյուսվածքների միացման մի մեթոդի մասին

Ուսումնասիրվում է զապախցուկային ննրառանկի բիոմնխանիկայի խնդիրը նրա տեղադրման Ռամանակ ոսկրի տեղային բայքայումը բացստելու ճպատակով։ Ներտունկի յուրաքանչյուր քառորդը ղիտարկվում է որոյնու կոշտ ամբացված հեծան, որոչվում է ճերտունկի կողմից ոսկրային օքյակի վրա գործագրված ճնշումը և նրա հնտևանքով առաջացած շատավղային և շրջունագծային լարումները։ Ամբության պայմանից սահոտասափակվում է աշխատանքային գործիքի պտտման անվտանգ անկյունը։

K.L.Grigoryan, S.L.Musaelyan Investigation of biomechanic problems in composition "zang implant - bone tissue"

Исследуется цанговый имплантат с четырьмя лепестками из чистого титава. Приводятся экспериментальные данные для сраввевия ресурса первичной стабилизации механически активного цаягового имплантата с пасслявым имплантатом гипа "Stell-Oss". Определяется угол ракручивания ключа-трещотки при активации цавговых элеметов в завясимости от стенени пористости челюствей кости.

За последние годы наблюдается интенсивное развитие исследований по биомеханике зубных имплантатов в практической стоматологии. Зубная имплантология предоставляет широкие возможности в лечении больных с отсутствием зубов. Научные и практические аснекты, связанные с выбором онтимальной конструкции имплантата и исследованием напряженно-деформированного состояния костной ткани вокруг установленного имплантата, привлекают внимание ученыхисследователей и практических врачей, а результаты этих исследований находят все более широкое применение в стоматологической практике. Особый интерес представляет исследование напряженнодеформированного RNHROTDOD цанговых дентальных имплантатов, разработанных на кафедре хирургической стоматологии НИЗ РА и костной ткани при их установке и функционировании.

В настоящей работе рассматривается имплантат, изготовленный из титанового сплава марки Grade-4 по стандарту ASTM. Цанговый имплаятат по принципу действия и конструктивным особенностям относится к категории механически активных одпоэтапных отличительной особенностью которых является определенное данление на костную ткань после активации элементов с целью достижения первичной стабилизации. При этом чрезвычайно важным для обеспечения невредимости костной ткани и предотвращения ее некроза, является ограничение угла скручивания инструмента, активирующего конструкцию.

Исходя из вышенеречисленных задач, на первом этапе исследовании мы провели серии испытаний для оценки эффективности цанговых имплантатов. Исследования были проведены в испытательной

54

лаборатории Института механики НАН Армении. Для проведения испытаний было спроекзировано специальное захватное приспособление, позволяющее фиксировать сегменты кости (или пластмассы) и установленный в сегменте имплантат. Присвособление по принципу деиствия нодобно приспособлению для растяжения кольцевых образцов с помощью двух жестких волудисков и состоит из тяги (1), рамы [2] имеющей ушко, в котором с помощью шпильки (3) закрепляли фрагмент кости челюсти (4) или пластмассы с активированным имплантатом и тяги с держателем [5], фиксирующим головку имплантата. В полной сборке приспособление устанавливали в захватах испертательной манины так. как показано на фиг. 1. Испытания были осуществлены на разрывной манияне типа ZD-10/90, мощностью 100kH при скорости холостого перемещения захватов порядка 0.3 мм/мин с целью статического пагружения испытуемых образцов. Для сравнительной оценки цангового эффекта были варьированы углы закручивания гайки имплантата в пределах от 0" до 360"

Испытанию были подвержены 17 сегментов челюстной кости половозредых свиней и 15 блоков пластмассы "Фторакс".



ONE L

По полученным нами диаграммам были определены величины усилиягребуемые для вытаскивания имплантатов из фрагменти. По результатам испытации была установлена эмпираческая связы между усилием вытаскивания цангового имплантата из — сегмента и углом закручивания гайки, иметощей следующий вид:

$$P = P_c \left[1 - m \sin \frac{\Omega}{m} \right] \tag{1}$$

тде P — усилие вытаскивания имплантазов с пеактивированными цангами. Ф — угол закручивания ключа-трещотки *m* — количество цанговых лепестков.

Для случая испытаний имплантатов на фрагментах челюстей половозредых свиней имеем $P_{\rm u}=250.11$ а для пластмассы P=101011. Приведенная нами формула 117 с большой гочностью совнадает с данными проведенных испытаний хак на костных фрагментах челюстей

половолремых свиней так и на иластмассе.

35



Фиг.2

Усилия вытаскивания, вычисленные согласно (1), для сравнительно небольших углов Ф фактически не зависят от количества цанговых ленестков. Разница между усилиями для случаев с имплантатыми, имеющими 3 и 4 лепестка, составляет всего 1.2 % и 0.22% для углов 90° и 45° соответственно. Это говорит о том, что в интервалах угла закручивания гайки в пределах от 0° до 360° количество цанговых лепестков не играст существенной роли и, кроме того, технология изготовления имплантата с 3 цангами является более сложной и трудоемкой. что не можст не отразиться на себестоимости.

Сравнительные испытания разработанных механически Нами активных цанговых имплантатов с пассивными имплантатами (типа Бронемарка, "Sten-Oss"), которые не имеют механизма активной фиксации, позволили выявить следующее: резьба на воверхности опорного винта вместе с раскрывающимися цангами обеспечивает особо прочную фиксацию имплантата в челюстной кости и, как видно на приведенных диаграммах, каждый вигок резьбы оказынает сопротивление усилию, приложенному извне, в то время как у нассинных имплантатов, в частности, "Steri-Oss", основное сопротивление оказывает в основном, первый виток. Очевидное преимущество цангоного имплантата по отношению к имплантату "Steri-Oss" показывает сопоставление диаграмм растяжений, приведенных на фиг.2. Из фигуры видно, что в процессе разрушения витков резьбы костного ложа при вытаскивании цангового имплантата, после разрушения очередного вигка резьбы кости, происходит перераспределение нагрузки на остальные, увеличивая диапазон "выживания", что не наблюдается при имплантате фирмы "Steri-Oss,

Рассмотрим цанговый имплантат, состоящий из четырех лепестков в виде балки длиной ℓ один конец которой жестко защемлен а другой конец свободен (фиг. 3). Сперва рассмотрим случай, когда цанговый имплантат свободен от боковых воздействий. Тогда во время скручивания ключа – трещотки внугренний стержень, перемещаясь, изгибает участок AC. Прогиб участка AC постоянен и равен *у*.

$$y_{e} = \frac{R_{e}\ell^{3}}{3EJ_{x}}$$
(2)

тде *Е* — модуль упругости материала балки. *J* — момент инерции площали сечения.

Для сечения балки имеем

$$I' = 2\beta R\delta$$
, $J_x = \frac{\delta R^3}{2} \left(2\beta + \sin 2\beta - \frac{4\sin^2 \beta}{\beta} \right)$

R = средний радиус имплантата. б - толщина стенки.

Участок СК при этом останется прямым. Находясь в костном ложе, на этот участок будот действовать распределенная нагрузка со стороны губчатой костной ткани.



Фиг.3

Ищем такой закоп для этой распределенной натрузки, при котором участок СК остается прямым. Рассмотрим участок СК в качестве простой балки, на которой действует распределенная нагрузка q(z) и правый опорный момент M. Учитыват влияние поперечных нагрузок аналогично [3] можем написать дифференциальное уравнение упругой линии оалки в виде

$$^{\prime \prime \prime} = \frac{M}{EJ} - \frac{KM^{\prime \prime}}{GF}$$
(3)

где M - изгибающий момент. K - числовой козффициент, зависящий от форм поперечного сечения балки, G – модуль сдвига материала балки. F – площадь поперечного сечения балки. Вводя обозначение $\alpha^{-} = \frac{GF}{KEJ}$ получим [3] в виде

$$M'' - \alpha^2 M = 0 \tag{1}$$

Учитывая дифференциальные зависимости при изгибе и решая уравнение (4), последовательно получим

57

$$M = c_1 \operatorname{shaz} + c_2 \operatorname{chaz}, \qquad Q = c_1 \operatorname{achaz} - c_2 \operatorname{ashaz}$$

$$q(z) = -c_1 \alpha^2 \operatorname{shaz} - c_2 \alpha^2 \operatorname{chaz} \tag{5}$$

где постоянные интегрирования C₁ и C₂ зависят от граничных условий.

Для получения ненулевого решения примем, что на правой опоре действует сосредоточенный момент М., т.е. условия

при
$$z = 0$$
 $M = 0$ и при $z = l$ $M = M_k$ (6)

Тогда из (5) получим $C_2 = 0$ и $M_k = C_1 \operatorname{shal}$.

Выражение (5) получим в виде

$$M = C_1 \operatorname{shaz}, \ Q = C_1 \operatorname{achaz}, \ q = C_1 \alpha^2 \operatorname{shaz}$$
 (7)
Опредсаяются также реакции опор

 $R_{c} = C_{1}\alpha, R_{k} = C_{1}\alpha ch\alpha l_{2}$ (8)

Так как $R_c = EJ_x y_c / l_z^3$, будем иметь

$$C_1 = \frac{E I_1 y_1}{\alpha l_1^3} \tag{9}$$

Окончательно распределенную нагрузку q(z) получим в виде

$$q(z) = \frac{y_c}{l_1^3} \sqrt{\frac{GFEJ_x}{K}} \operatorname{sh}\left(\sqrt{\frac{GF}{KEJ_x}}z\right)$$
(10)

Для пролета *I*, имеем

$$I_1 = I - \phi S / 2\pi \tag{11}$$

где S – шаг резьбы внутреннего стержня, ф – угол скручивания ключа трещотки.

Для правого сечения балки получим

$$q_{k} = \frac{y_{c}}{\left(1 - \phi s / 2\pi\right)^{3}} \sqrt{\frac{GFE_{n}I_{x}}{k}} \operatorname{sh}\left(\sqrt{\frac{GF}{kE_{n}I_{x}}} \frac{\phi s}{2\pi}\right)$$
(12)

На фиг. 4 показана балка в участке СК с распределенной нагрузкой q(z).



Фиг. 4

Далее рассматривается костное ложе в качестве гологостенной трубы нагруженной внутренним давлением $P = 4q / \pi D$, где D =внутренний диаметр костного ложа. Тогда в сечениях костного ложа возникают радиальные и тангенциальные напряжения, которые имеют следующий вид:

$$\sigma_r = \frac{pr_{\rm au}^2}{r^2 - r_{\rm au}^2} \left[1 - \left(\frac{r_{\rm u}}{r}\right)^2 \right]$$
(13)

$$\sigma_{0} = \frac{pr_{\rm m}^{2}}{r^{2} - r_{\rm ga}^{2}} \left[1 + \left(\frac{r_{\rm H}}{r}\right)^{2} \right]$$
(14)

где *г*_{вн} — внутренний радиус, *г*_н — наружный радиус, *г*_секущий радиус костного ложа.

Максимальные напряжения возникают на внутренней поверхности т.е. при $r = r_{nn}$. Считая, что во время монтажа цангового имплантата осевые напряжения отсутствуют, определяем эквивалентные напряжения по теории прочности Мора.

$$\sigma_{\rm max} = \sigma_{\rm r} = v\sigma_{\rm r} = P \frac{2r_{\rm m}^2}{r_{\rm m}^2 - r_{\rm m}^2} \quad \text{Exe} \quad v = \frac{\sigma_{\rm m}^{\rm part}}{\sigma_{\rm m}^{\rm cxt}} \tag{15}$$

Нужно отметить, что механические характеристики губчатой кости, в частности, модуль унругости *E* и предел прочности $\sigma_{\rm B}$ нами были выражены пористостью (² следующими выражениями

$$\sigma - \sigma_0 e \qquad E = E_c e \tag{16}$$

где σ_0 и E_a – предел прочности и модуль упругости кортикальной кости (т.е. губчатой кости при C = 0) соответственно (0 < C < 1).

Приведенные зависимости хорошо согласуются с экспериментальными данными работы [2].

По имеющимся данным определяем допускаемый угол скручивания ключа грещотки (или гайки) © во время монтажа цангового имплантата. Числовые расчеты были проведены для следующих данных:

 $l = 6.0 \text{ Mm}, \delta = 0.4 \text{ Mm}, c = 4 \text{ Mm}, c = 6 \text{ Mm}, S = 0.45 \text{ Mm}, y_c = 0.25 \text{ Mm}.$

$$R = 1.6 \text{ MM}, E = 1.1 \times 10^5 \text{ MHa}, \sigma_0 = 40 \text{ MHa}, \mu = 0.3, \beta = \frac{\pi}{4}, n = 1.5$$

Как показывают числовые данные, угол скручивания получается в пределах полного оборота ключа трещотки. В габл. 1 приведены значения для угла скручивания ключа-трешотки в зависимости от степени пористости губчатой кости.

Скручивание ключа-трещотки больше приведенных значений может привести к локальному разрушению губчатой кости и последующим нежелательным осложнениям.

Таблица 1

Пористость С. %	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50
Допускаемый угол. ф] ^а	260	215	176	140	110	85	65	48	36	27
Предельный утол ф ^е	323	276	231	190	152	120	92	71	53	40

АИТЕРАТУРА

- Биргер И.А., Иосилевич Г.Б. Резъбовые соединения. М.: Машиностроение, 1973.
- Сухарев М. Изучение деформации кости в зависимости от степени ее плотности при проведении имплантации. // Клипическая имплантология. 1997. №3. С.34-38.
- Феодосьев В.И. Избранные задачи и вопросы по сопротивлению материалов. М.: Наука 1973.

Институт механики НАН Армении Поступила в редакцию 29.05.2001