

УДК 577.31..690.76

ՕՅ ՕԴՈՄ ՄԵՏՈԴԵ ՏՈԵԴԻՆԵՄԻԱ ԶՄԵՆՈԳ ԻՄՓԼԱՆՏԱՏԱ Տ ԿՕՏՆՈՅ ԿՏԱՆՅՈՒ

Григорян К.А., Мусаелян С.А.

Կ.Ա. Գրիգորյան, Ս.Լ. Մուսաելյան

Ատամի ինվանտուտի և ոսկրային իյուպլանտների միացման մի մեթոդի մասին

Ուսումնասիրվում է զարգացողային ներստունի բիոմեխանիկայի խնդիրը՝ նրա տեղադրման ժամանակ ոսկրի տեղային բայրայուն բացառելու նպատակով: Ներստունի յուրաքանչյուր բաղադրիչ դիտարկվում է որպես կոչա անբացված հեծան, որոշվում է ներստունի կողմից ոսկրային օրյակի վրա գործադրված ճնշումը և նրա հետևանքով առաջացած շտապիկային և շրջանագծային լարումները: Անբուքյան պայմանից տեսանալիս անվանվում 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 титана. Приводятся экспериментальные данные для сравнения ресурса первичной стабилизации механически активного цангового имплантата с пассивным имплантатом типа "Steril-Oss". Определяется угол закручивания ключа-трещотки при активации цанговых элементов в зависимости от степени пористости челюстной кости.

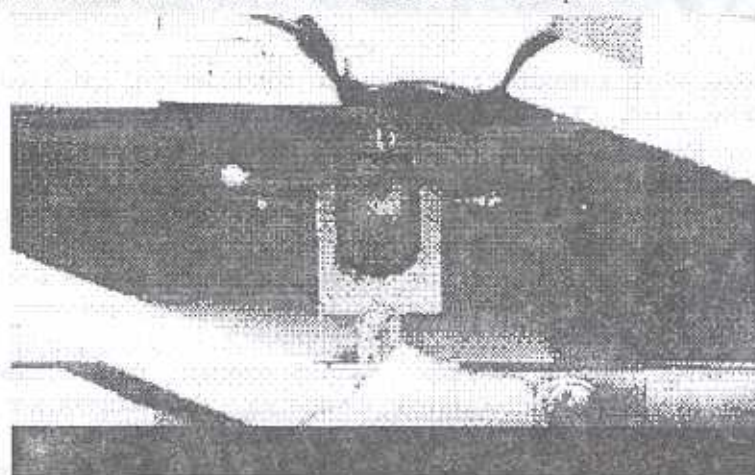
За последние годы наблюдается интенсивное развитие исследований по биомеханике зубных имплантатов в практической стоматологии. Зубная имплантология предоставляет широкие возможности в лечении больных с отсутствием зубов. Научные и практические аспекты, связанные с выбором оптимальной конструкции имплантата и исследованием напряженно-деформированного состояния костной ткани вокруг установленного имплантата, привлекают внимание ученых-исследователей и практических врачей, а результаты этих исследований находят все более широкое применение в стоматологической практике. Особый интерес представляет исследование напряженно-деформированного состояния 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 имплантат по принципу действия и конструктивным особенностям относится к категории механически активных одноэтапных, отличительной особенностью которых является определенное давление 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 вышперечисленных задач, на первом этапе исследований мы провели серии испытаний для оценки эффективности цанговых имплантатов. Исследования были проведены в испытательной

лаборатории Института механики НАН Армении. Для проведения испытаний было спроектировано специальное захватное приспособление, позволяющее фиксировать сегменты кости (или пластмассы) и установленный в сегменте имплантат. Приспособление по принципу действия подобно приспособлению для растяжения кольцевых образцов с помощью двух жестких полудисков 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 испытательной машины так, как показано на фиг. 1. Испытания были осуществлены на разрывной машине типа ZD-10/90, мощностью 100кН, при скорости холостого перемещения захватов порядка 0.3 мм/мин с целью статического нагружения 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 половозрелых свиней и 15 блоков пластмассы "Фторакс".



Фиг. 1.

По полученным нами диаграммам были определены величины усилия, требуемые для вытаскивания имплантатов из фрагмента. По результатам испытаний была установлена эмпирическая связь между усилием вытаскивания цангового имплантата из сегмента и углом закручивания гайки, имеющей следующий вид:

$$P = P_0 \left(1 + m \sin \frac{\varphi}{m} \right) \quad (1)$$

где P_0 — усилие вытаскивания имплантатов с неактивированными цангами, φ — угол закручивания ключа-трещотки, m — количество цанговых лепестков.

Для случая испытаний имплантатов на фрагментах челюстей половозрелых свиней имеем $P_0 = 250$ Н, а для пластмассы $P_0 = 1010$ Н.

Приведенная нами формула (1) с большой точностью совпадает с данными проведенных испытаний как на костных фрагментах челюстей половозрелых свиней, так и на пластмассе.

Диаграммы растяжения



Фиг.2

Усилия вытаскивания, вычисленные согласно (1), для сравнительно небольших углов Φ фактически не зависят от количества цанговых лепестков. Разница между усилиями для случаев с имплантатами, 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 играет существенной роли и, кроме того, технология изготовления имплантата с 3 цангами является более сложной и трудоемкой, что не может не отразиться на себестоимости.

Сравнительные испытания разработанных нами механически активных цанговых имплантатов с пассивными имплантатами (типа Бронемарка, "Steri-Oss"), которые не имеют механизма активной фиксации, позволили выявить следующее: резьба на поверхности опорного винта вместе с раскрывающимися цангами обеспечивает особо прочную фиксацию имплантата в челюстной кости и, как видно на приведенных диаграммах, каждый виток резьбы оказывает сопротивление усилию, приложенному извне, в то время как у пассивных имплантатов, в частности, "Steri-Oss", основное сопротивление оказывает в основном, первый виток. Очевидное преимущество цангового 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 витка 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 зашцемен, а другой конец свободен (фиг. 3). Сперва рассмотрим случай, когда цанговый имплантат свободен от боковых воздействий. Тогда во время скручивания ключа — трещотки внутренний стержень, перемещаясь, изгибает участок АС. Прогиб участка АС постоянен и равен u_c .

$$y_c = \frac{R_c \ell^3}{3EJ_x} \quad (2)$$

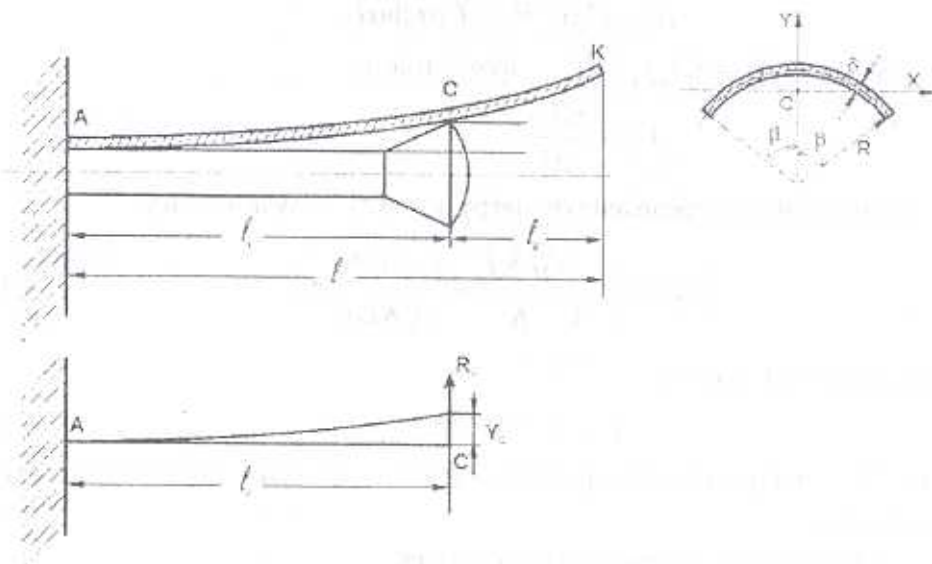
где E — модуль упругости материала балки, J_x — момент инерции площади сечения.

Для сечения балки имеем

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

R — средний радиус имплантата, δ — толщина стенки.

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



Фиг.3

Ищем такой закон для этой распределенной нагрузки, 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_k . Учитывая влияние поперечных нагрузок, аналогично [3] можем написать дифференциальное уравнение упругой линии балки в виде

$$y'' = \frac{M}{EJ} - \frac{KM''}{GF} \quad (3)$$

где M — изгибающий момент, K — числовой коэффициент, зависящий от форм поперечного сечения балки, G — модуль сдвига материала балки,

F — площадь поперечного сечения балки. Вводя обозначение $\alpha^2 = \frac{GF}{KEJ}$

получим (3) в виде

$$M'' - \alpha^2 M = 0 \quad (4)$$

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

$$M = c_1 \text{sh}\alpha z + c_2 \text{ch}\alpha z, \quad Q = c_1 \alpha \text{ch}\alpha z - c_2 \alpha \text{sh}\alpha z$$

$$q(z) = -c_1 \alpha^2 \text{sh}\alpha z - c_2 \alpha^2 \text{ch}\alpha z \quad (5)$$

где постоянные интегрирования C_1 и C_2 зависят от граничных условий.

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

$$\text{при } z = 0 \quad M = 0 \quad \text{и при } z = l \quad M = M_k \quad (6)$$

Тогда из (5) получим $C_2 = 0$ и $M_k = C_1 \text{sh}\alpha l$.

Выражение (5) получим в виде

$$M = C_1 \text{sh}\alpha z, \quad Q = C_1 \alpha \text{ch}\alpha z, \quad q = C_1 \alpha^2 \text{sh}\alpha z \quad (7)$$

Определяются также реакции опор

$$R_c = C_1 \alpha, \quad R_k = C_1 \alpha \text{ch}\alpha l \quad (8)$$

Так как $R_c = EJ_x y_c / l_1^3$, будем иметь

$$C_1 = \frac{EJ_x y_c}{\alpha l_1^3} \quad (9)$$

Окончательно распределенную нагрузку $q(z)$ получим в виде

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

Для пролета l_1 имеем

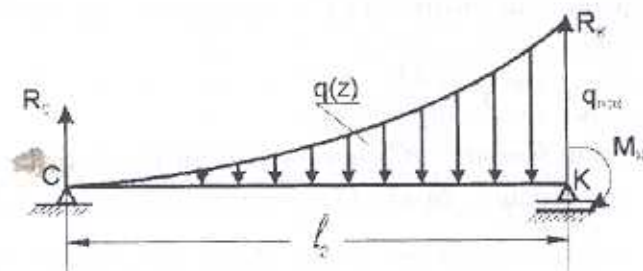
$$l_1 = l - \varphi S / 2\pi \quad (11)$$

где S — шаг резьбы внутреннего стержня, φ — угол скручивания ключа трещотки.

Для правого сечения балки получим

$$q_k = \frac{y_c}{(l - \varphi S / 2\pi)^3} \sqrt{\frac{GFEJ_x}{k}} \text{sh} \left(\sqrt{\frac{GF}{kEJ_x}} \frac{\varphi S}{2\pi} \right) \quad (12)$$

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



Фиг. 4

Далее рассматривается костное ложе в качестве толстостенной 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:

$$\sigma_r = \frac{Pr_{\text{вн}}^2}{r^2 - r_{\text{вн}}^2} \left[1 - \left(\frac{r_{\text{вн}}}{r} \right)^2 \right] \quad (13)$$

$$\sigma_{\theta} = \frac{Pr_{\text{вн}}^2}{r^2 - r_{\text{вн}}^2} \left[1 + \left(\frac{r_{\text{вн}}}{r} \right)^2 \right] \quad (14)$$

где $r_{\text{вн}}$ — внутренний радиус, $r_{\text{в}}$ — наружный радиус, r — секущий радиус костного ложа.

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

$$\sigma_{\text{экв}} = \sigma_1 - \nu\sigma_3 = P \frac{2r_{\text{вн}}^2}{r_{\text{в}}^2 - r_{\text{вн}}^2} \quad \text{где } \nu = \frac{\sigma_{\text{в}}^{\text{раст}}}{\sigma_{\text{в}}^{\text{сж}}} \quad (15)$$

Нужно отметить, что механические характеристики губчатой кости, в частности, модуль упругости E и предел прочности $\sigma_{\text{в}}$ нами были выражены пористостью C следующими выражениями:

$$\sigma = \sigma_0 e^{-0,05C}, \quad E = E_0 e^{-0,25C} \quad (16)$$

где σ_0 и E_0 — 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 трещотки (или гайки) ϕ во время монтажа цангового имплантата. Числовые расчеты были проведены для следующих данных:

$$l = 6,0 \text{ мм}, \quad \delta = 0,4 \text{ мм}, \quad r_{\text{вн}} = 4 \text{ мм}, \quad r_{\text{в}} = 6 \text{ мм}, \quad S = 0,45 \text{ мм}, \quad y_0 = 0,25 \text{ мм},$$

$$R = 1,6 \text{ мм}, \quad E = 1,1 \times 10^3 \text{ МПа}, \quad \sigma_0 = 40 \text{ МПа}, \quad \mu = 0,3, \quad \beta = \frac{\pi}{4}, \quad n = 1,5$$

Как показывают числовые данные, угол скручивания получается в пределах полного оборота ключа трещотки. В табл. 1 приведены значения для угла скручивания ключа-трещотки 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, φ °	260	215	176	140	110	85	65	48	36	27
Предельный угол φ°	323	276	231	190	152	120	92	71	53	40

ЛИТЕРАТУРА

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

Институт механики
НАН Армении

Поступила в редакцию
29.05.2001