$$F_1 = F_B/n_B, \quad (14)$$

где n – число виброизоляторов.

Далее для виброизолятора призматической формы находят сторону квадрата, м,

$$B = \sqrt{F_1} \quad (15)$$

а для виброизолятора цилиндрической формы – диаметр, м,

$$D = \sqrt{4F_1/\pi}. \quad (16)$$

Для обеспечения устойчивости виброизоляции необходимо, чтобы соблюдалось условие:

$$1,5H_p \leq B \leq 8H_p, \quad (17)$$

или

$$1,5H_p \leq D \leq 8H_p. \quad (18)$$

Если это условие не выполняется, необходимо или взять резину другой твердости, или принять другое число изоляторов, или увеличить площадь их поперечного сечения, или выбрать пружинные виброизоляторы.

Полную высоту, м, виброизолятора определяют по формуле:

$$H = H_p + 0,125B, \quad (19)$$

или

$$H = H_p + 0,125D. \quad (20)$$

После уточнения размеров виброизоляторов следует проверить обеспечиваемую эффективность виброизоляции, дБА:

$$\Delta L_y = 20 \cdot \lg \left(\frac{f_B^2}{f_0^2} - 1 \right), \quad (21)$$

где $f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{\sum K_{B,y}}{m_{0,y}}}$ – уточненная частота собственных вертикальных колебаний, Гц;

$\sum K_{B,y} = \frac{EK_{B,y}}{H_p}$ – уточненная общая жесткость всех виброизоляторов, м²;

$m_{0,y}$ – уточненная масса вибрационной установки, кг.

Если общая масса установки $m_0 \geq m_T$, то $m_{0,y} = m_0$.

Полученное значение ΔL_y должно быть близко к выбранному ΔL_T или меньше его.

1. Ляпунов В.Т., Лавендел Э.Э., Шляпочников С.А. Резиновые вибро-изоляторы: справочник. – Л.: Судостроение, 1988. – 216 с.
2. Иванов Н.И., Никифоров А.С. Основы виброакустики: учебник для вузов. – СПб.: Политехника, 2000. – 482 с.
3. Юдин Е.Я. Борьба с шумом на производстве: справочник. – М.: Машиностроение, 1985. – 400 с.
4. Патент RU 2453746 С1 Способ виброзащиты машин / Устинов Ю.Ф., Иванов В.П., Скрынников А.В., Муравьев В.А., Нгуен Лам Хань, Колтаков А.А., опубл. 20.06.2012.

Кормилицын О.П.

Биомеханика в ортопедической стоматологии

*Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет
(Россия, Санкт-Петербург)*

doi: 10.18411/trnio-11-2021-58

Аннотация

Рассматриваются силы, действующие на пародонт в жевательном процессе. Представлены расчетная схема и математическая модель конструкции зубного протеза на имплантатах, позволяющие проводить анализ напряженно- деформированного состояния биотехнической системы пародонт-зубной протез.

Ключевые слова: Пародонт, окклюзия, имплантат, шинирующая балка, аттачманы, жевательная нагрузка, биотехническая система, расчетная модель, напряжения.

Abstract

The forces acting on the periodontal in the chewing process are considered. The calculation scheme and mathematical model of the dental prosthesis design on implants are presented, which allow analyzing the stress-strain state of the biotechnical periodontal-dental prosthesis system.

Keywords: Periodontal, occlusion, implant, splinting beam, attachments, chewing load, biotechnical system, calculation model, stresses.

Одна из основных проблем современной ортопедической стоматологии связана с проектированием зубопротезных конструкций с опорой на имплантаты. Прочность таких конструкций зависит от распределения напряжений и деформации, в процессе пережевывания пищи, между протезом, имплантатом и пародонтом, а также от состояния окклюзии – смыкание зубов при максимальном количестве контактов зубов антагонистов. Под пародонтом понимают комплекс тканей, образующих морфологическое и функциональное единство – десна, костная ткань и зуб. Передача жевательных усилий на пародонт возможна непосредственно при контактах зубных рядов и опосредованно через пищу. Превышение допустимых нагрузок на имплантат приводит к разрушению окружающих имплантат биологических тканей, нарушении окклюзии, т.е. смещения зубных рядов в центральном направлении или в боковом и выходу из строя всего протеза.

В соответствии с законами биомеханики со стороны пищи на зубы действуют силы, равные по значению, но противоположные по направлению. Чем тверже пища, тем большие усилия требуются от жевательной мускулатуры и, следовательно, тем большие нагрузки будут действовать на зубы и пародонт. Жевательные нагрузки, передающиеся через зубы на кость, являются механическим раздражением, на которое возникает биологическая реакция.

Особенно неблагоприятно для устойчивости зубов действие наклонных сил жевательной нагрузки. При этом напряжения в пародонте возрастают в 10...20 раз по сравнению с напряжениями, вызываемыми вертикальной или горизонтальной нагрузкой.

При моделировании жевательного процесса необходимо учитывать не только силы, действующие на пародонт, но и реакцию пародонта на эти силы.

Протез, имплантат, пародонт представляют собой биотехническую систему с большим количеством связей и высокой степенью статической неопределенности. Анализ напряженно деформированного состояния этой системы дает возможность избежать в процессе эксплуатации предельно допустимых напряжений и перемещений на элементы конструкции протеза и недопустимых нагрузок на пародонт.

Расчетная схема такой биомеханической конструкции *может* быть представлена в виде сложной пространственной стержневой конструкции или в виде совокупности различных моделей (стержни, пластины, оболочки), связанных между собой по деформациям и перемещениям узловых точек.

Рисунок 1. Схематизированное представление жевательной нагрузки на пародонт

На рис. 1а представлена модель жевательного процесса без пищи, P – жевательная нагрузка, направленная вертикально, N , N_1 – силы давления на скат зуба, T – сила скольжения, F_{np} – сила трения, R_n – полная реакция зуба.

На рис. 1б модель жевательного процесса «зуб – пища», «пища – зуб». На рис. 1в показана жевательная нагрузка направленная под углом к поверхности зуба. В этом случае она разложена на горизонтальную и вертикальную составляющие силы. При моделировании жевательной нагрузки необходимо учитывать и момент жевательной силы, который стремится повернуть и переместить зуб. Таким образом, во всех фазах окклюзии действует на пародонт нагрузка, развиваемая жевательной мускулатурой. Величина нагрузки связана с состоянием жевательной мускулатуры и твердости пищевого комка. Направление усилий, действующих на пародонт, зависит от расположения пищевого комка на поверхности зубных рядов, от формы и расположения зубных бугорков. Как показывают исследования в этой области, нагрузки на пародонт достигают 40Н - 100Н, а в отдельных случаях до 200Н.

На рис 2а представлен процесс в полости рта, на рис. 2б – головки цилиндрических имплантатов во внутрикостной области нижней челюсти, на рис. 2в шинирующая балка с матрицами аттачманов.

Для определения предельно допустимой нагрузки на имплантаты необходимо провести анализ напряженно-деформированного состояния их. Расчетная схема конструкции зубного протеза представлена пространственной рамой с достаточно высокой степенью статической неопределенности рис. 2г

Пластмассовый базис моделируется элементами 1 - 5; шинирующая балка - элементами 8 - 12; аттачманы - элементами 6,7; четыре имплантата - элементами 13 - 16. Элементы 1 - 16 жестко соединены в узлах. Элементы 1, 2, 4, 5, 13, 14, 15, 16 опираются на упругое основание. Упругое основание это десна и костная ткань. Геометрические характеристики сечения элементов определяются конструкцией протеза. Упругие постоянные моделируемых элементов (модуль нормальной упругости, коэффициент Пуассона) соответствуют материалу конкретного элемента конструкции зубного протеза. Жевательная нагрузка прикладывается в узлах 3 и 4 в соответствии с рис. 1.

Рисунок 2. Элементы конструкции зубного протеза. Расчетная модель

Математическая модель такой системы представляется в виде:

$$\begin{aligned}
 M^H_{yi} &= A_{iy} \varphi^H_i + C_{iy} U^H_{zi} + B_{iy} \varphi^K_i - D_{iy} U^K_{zi} + \frac{D_{iy} l_i}{q_{iy}} [W^K]_{iy} - \frac{B_{iy}}{q_{iy}} [V^K]_{iy}, \\
 Q^H_{zi} &= C_{iy} \varphi^H_i + K_{iy} U^H_{zi} + D_{iy} \varphi^K_i - H_{iy} U^K_{zi} + \frac{H_{iy} l_i}{q_{iy}} [W^K]_{iy} + \frac{D_{iy}}{q_{iy}} [V^K]_{iy} \\
 N^H_i &= \frac{E_i F_i}{l_i} (U^H_{xi} - U^K_{xi}), \\
 M^H_{zi} &= A_{iz} \psi^H_i + C_{iz} U^H_{yi} + B_{iz} \psi^K_i + D_{iz} U^K_{yi} + \frac{D_{iz} l_i}{q_{iz}} [W^K]_{iz} - \frac{B_{iz}}{q_{iz}} [V^K]_{iz}, \\
 Q^H_{yi} &= C_{iz} \psi^H_i + K_{iz} U^H_{yi} + D_{iz} \psi^K_i - H_{iz} U^K_{yi} + \frac{H_{iz} l_i}{q_{iz}} [W^K]_{iz} - \frac{D_{iz}}{q_{iz}} [V^K]_{iz}, \\
 M^K_{yi} &= B_{iy} \varphi^H_i - D_{iy} U^H_{zi} + A_{iy} \varphi^K_i - C_{iy} U^K_{zi} - \frac{D_{iy} l_i}{q_{iy}} [W^H]_{iy} + \frac{B_{iy}}{q_{iy}} [V^H]_{iy}, \\
 Q^K_{zi} &= -D_{iy} \varphi^H_i - H_{iy} U^H_{zi} - C_{iy} \varphi^K_i + K_{iy} U^K_{zi} - \frac{H_{iy} l_i}{q_{iy}} [W^H]_{iy} - \frac{D_{iy}}{q_{iy}} [V^H]_{iy}, \\
 N^K_i &= \frac{E_i F_i}{l_i} (U^H_{xi} - U^K_{xi}), \\
 M^K_{zi} &= B_{iz} \psi^H_i + D_{iz} U^H_{yi} + A_{iz} \psi^K_i - C_{iz} U^K_{yi} - \frac{D_{iz} l_i}{q_{iz}} [W^H]_{iz} + \frac{B_{iz}}{q_{iz}} [V^H]_{iz}, \\
 Q^K_{yi} &= -D_{iz} \psi^H_i - H_{iz} U^H_{yi} - C_{iz} \psi^K_i + K_{iz} U^K_{yi} + \frac{H_{iz} l_i}{q_{iz}} [W^H]_{iz} - \frac{D_{iz}}{q_{iz}} [V^H]_{iz},
 \end{aligned}$$

где ψ , φ - угловые перемещения относительно координатных осей OY и OZ;

$[U]$, $[V]$, $[W]$ - члены, учитывающие влияние внешних нагрузок на каждый стержень относительно координатных осей X, Y, Z;

M^H_{yi} , M^K_{yi} , M^H_{zi} , M^K_{zi} , Q^H_{yi} , Q^K_{yi} , Q^H_{zi} , Q^K_{zi} , N^H_i , N^K_i , - внутренние усилия в начале и в конце стержня от действия жевательной внешней нагрузки;

U_{xi} , U_{yi} , U_{zi} - линейные перемещения стержня вдоль координатных осей X, Y, Z;

A , B , C , D , H , K - коэффициенты, вычисляемые через функции влияния, которые зависят от вида внешней нагрузки, вида возникающих деформаций и целого ряда других факторов.

Уравнения для определения внутренних усилий даны в предположении, что каждый стержень рассматривается в местной системе координат. Ось OX совпадает с осью стержня и имеет направление от начала стержня к концу.

Подробно изложенная модель представлена автором в монографии и ряде статей.

Таким образом, решая уравнения, представленные выше, получаем внутренние усилия, возникающие в сечении стержней, что дает возможность вычислить напряжения в любом сечении и провести анализ прочности элементов конструкции зубного протеза.

1. Воробьев С.В., Кормилицын О.П. Моделирование приборных и биотехнических систем. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2019 160с.
2. Шварц А.Д. Биомеханика и окклюзия зубов. - М: Медицина, 1994.