

УДК 531/534: [57+61]

МЕХАНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ШИНИРОВАНИЯ ЗУБНОГО РЯДА

Р.Ф. Гилязева¹, А.А. Селянинов¹, М.В. Мартюшева², Р.М. Подгаец¹

¹ Кафедра теоретической механики Пермского государственного технического университета, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: GRamilia@mail.ru

² Кафедра ортопедической стоматологии Пермской государственной медицинской академии имени академика Е.А. Вагнера, Россия, 614990, Пермь, ул. Куйбышева, 39

Аннотация. В данной работе авторы обращаются к общепринятым в медицинской практике принципам, которыми руководствуются при выполнении операции шинирования зубов. Авторы делают попытку рассмотреть накопленный в стоматологии опыт, сведенный к ряду утверждений. В результате потребовался количественный анализ шинирующего и арочного эффектов методами биомеханики. Считая, что зубы передают кинематические условия нагружения на шинирующую проволоку, удалось получить постановку задачи по определению оптимальных параметров шинирующего материала с целью минимизации подвижности шинированного зубного ряда.

Ключевые слова: ортопедическая стоматология, пародонтоз, биомеханика, шинирование зубного ряда, шинирующий материал.

ВВЕДЕНИЕ

Современная пародонтология различает более 20 заболеваний десен, из которых наиболее широко распространены пародонтит и гингивит. По своей сути пародонтит – это «запущенная» форма гингивита. Сначала у пациента развивается гингивит, который характеризуется повышенной кровоточивостью, отеком и болезненностью десен, а затем, при отсутствии надлежащего лечения, он переходит в следующую стадию – в пародонтит. В настоящее время пародонтит является одним из наиболее серьезных заболеваний полости рта, так как является основной причиной потери зубов (острый пародонтит). Кроме того, опасны и последствия пародонтита – сниженный иммунитет, дисбактериоз, болезни внутренних органов. Заболевания пародонта встречаются более чем у 90% взрослого населения.

Симптомами пародонтита являются кровоточивость десен, отложение поддесневого зубного камня и налета, подвижность зубов, патологическое отделяемое при надавливании инструментом на край десны. Основным признаком этого заболевания является глубокий (до 10 мм) зубодесневой карман (рис. 1).

Тяжесть пародонтита определяется, в основном, тремя ведущими симптомами – глубиной зубодесневого кармана, степенью резорбции костной ткани альвеолы и степенью патологической подвижности зуба [1, 4]. В зависимости от того, в каком состоянии находится пародонт, выбирается метод лечения.

© Гилязева Р.Ф., Селянинов А.А., Мартюшева М.В., Подгаец Р.М., 2009

Гилязева Рамила Фаатовна, аспирант кафедры теоретической механики, Пермь

Селянинов Александр Анатольевич, д.т.н., профессор кафедры теоретической механики, Пермь

Мартюшева Марина Вячеславовна, к.м.н., ассистент кафедры ортопедической стоматологии, Пермь

Подгаец Роман Михайлович, к.т.н., профессор кафедры теоретической механики, Пермь



Рис. 1. Иллюстрация атрофии альвеолярного отростка в осевом сечении зуба

Для того чтобы уменьшить функциональную перегрузку и облегчить пародонту выполнение его функции, необходимо:

- 1) вернуть зубной системе утраченное единство и превратить зубы из отдельных действующих элементов в неразрывное целое;
- 2) распределить жевательное давление среди оставшихся зубов и разгрузить зубы с наиболее пораженным пародонтом;
- 3) предохранить зубы от травмирующего действия боковой нагрузки;
- 4) при частичной потере зубов осуществить протезирование.

Как правило, ортопедическое лечение заболеваний пародонта связано с применением шин различных конструкций, изготовленных из разнообразных материалов и выполненных по различным технологиям [6].

Таким образом, естественный способ ослабить воздействие на перегруженный пародонт заключается в снижении нагрузки, накладываемой на отдельный зуб, за счет перераспределения усилий жевания на несколько соседних зубов. Вовлечение дополнительных зубов в пережевывание пищевого комка при пародонтозе и увеличенной подвижности происходит за счет связывания их в шину. Очевидно, что в этом случае врач, выполняющий операцию по установке шины, имеет дело с механической конструкцией, следовательно, необходимо понимание механики процесса для достижения желаемого эффекта. На сегодняшний день положительного результата добиваются за счет накопленного опыта, который, с одной стороны, не исключает возникновения ошибок и, с другой стороны, допускает поиск неиспользованных резервов для улучшения результата шинирования. В связи с этим актуальной биомеханической проблемой являются анализ и оптимальное проектирование работы шины в связке с зубами, имеющими различную степень подвижности и дистрофию альвеолярного отростка [3].

СТЕПЕНИ АТРОФИИ АЛЬВЕОЛЯРНОГО ОТРОСТКА

Различают три степени подвижности зубов: первая – незначительное смещение в одном направлении, вторая – смещение в двух направлениях, третья – смещение в горизонтальной и вертикальной плоскостях [4].

Показания к включению зубов в шину зависят от величины атрофии зубной альвеолы и формы заболевания пародонта. Зубы с подвижностью III степени подлежат удалению. Необходимо удалить зубы с подвижностью II степени, если имеется атрофия более 2/3 лунки. Зубы с подвижностью I степени при атрофии лунки более чем на половину при пародонтите удаляют, а при пародонтозе их нужно включить в шину. При хронических периапикальных изменениях зубы с подвижностью I степени и с

хорошо пломбированными корневыми каналами подлежат шинированию. При плохой obturации корневого канала зуб может быть включен в шину только при отсутствии изменений верхушечного пародонта и спокойного клинического течения (отсутствие болей до лечения и через 3–4 недели после него). В случае обострения хронического периодонтита зуб не включается в шину. Зубы с подвижностью II степени и хроническими околоверхушечными очагами, даже если каналы хорошо пломбированы, шинированию не подлежат. Наличие свищевого хода является противопоказанием к включению зуба в шинирующий блок, даже если канал запломбирован [6].

Основой для конструирования шин и зубных протезов является пародонтограмма. Пользуясь клиническими данными и пародонтограммой, намечают план лечения и очередность тех или иных вмешательств. Пародонтограмма дает наглядную картину состояния зубных рядов, опорного аппарата сохранившихся зубов, антагонизирующих соотношений зубных рядов, функционального состояния зубочелюстной системы и течения процесса (при составлении динамических записей). Пародонтограмма более точно отражает состояние пародонта. Некоторые авторы отмечают ее недостатки, она, как и другие статические системы, не может служить единственным средством диагностики и прогнозирования [5].

Статические методы определения жевательной эффективности используются при непосредственном осмотре полости рта, когда оценивают состояние каждого зуба и всех имеющихся и заносят полученные данные в специальную таблицу, в которой доля участия каждого зуба в функции жевания выражена соответствующим коэффициентом. Такие таблицы предложены многими авторами, но в России чаще пользуются методами Н.И. Агапова и И.М. Оксмана. По Н.И. Агапову, за единицу функциональной эффективности принят боковой резец верхней челюсти (табл. 1). В сумме функциональная ценность зубных рядов составляет 100 единиц. Потеря одного зуба на одной челюсти приравнивается (за счет нарушения функции его антагониста) к потере двух одноименных зубов. В табл. 1 не учитываются зубы мудрости и функциональное состояние оставшихся зубов. На практике различают четыре степени атрофии альвеолярного отростка (рис. 2).

Принято считать, что пародонт зуба в состоянии вынести нагрузку вдвое большую, чем при обработке пищи. То есть для моляра в физиологических условиях при дроблении пищи используется половина выносливости пародонта (1,5 единицы) и сохраняются резервы (1,5 единицы).

После заполнения соответствующих граф для зубов верхней и нижней челюстей в последующих графах выводится фактическое поражение опорного аппарата каждого зуба и записывается остаточная его выносливость (табл. 2). При нарушении целостности зубных рядов ортопедическое лечение заключается как в функциональной перестройке зубных рядов и выравнивании силовых соотношений, так и в восполнении недостающих зубов. Функциональная перестройка и выравнивание силовых соотношений достигается шинированием. Такова в общих чертах позиция практикующих стоматологов по поводу максимально возможного сохранения естественной функции зубочелюстной системы человека.

Таблица 1

Таблица коэффициентов зубов по Н.И. Агапову

Зубы верхней и нижней челюстей	1	2	3	4	5	6	7
Коэффициенты (в единицах)	2	1	3	4	4	6	5
Всего							

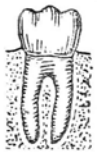
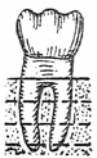
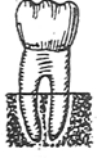


		Выносливость пародонта	Необходимая затрата усилий при первом дроблении пищи	Резервы
	Норма	3,0	1,5	1,5
	I степень	2,25	1,5	0,75
	II степень	1,5	1,5	0
				Функциональная недостаточность
	III степень	0,75	1,5	0,75
	Потеря зуба	0	1,5	1,5

Рис. 2. Четыре степени атрофии альвеолярного отростка

МЕХАНИЧЕСКОЕ ПОВЕДЕНИЕ ШИНИРОВАННОГО ЗУБНОГО РЯДА

Пережевывание пищи является в первую очередь механическим процессом, поэтому необходимо исследование механического поведения шинированного ряда. Е.И. Гавриловым и И.М. Оксманом [1] были сформулированы семь требований, которым должны удовлетворять шинирующие конструкции. Авторы предлагаемой работы высказали свое отношение к «семи требованиям» на основе общих биомеханических подходов в работе [3]. Требования не противоречат механическим представлениям о процессе пережевывания пищи и состоянии зубного ряда как в норме, так и при патологии, хотя некоторые дублируют или следуют одно из другого. Недостаток – в отсутствии количественных оценок параметров шинирования.

Механический эффект шинирования зубного ряда можно показать количественно на основе расчетной схемы, приведенной на рис. 3. Зубы считаются абсолютно твердыми телами. Средний зуб 0 полностью подвижен, жестко шинируется с двумя соседними зубами – здоровыми, жестко защемленными в пародонте. Приложение горизонтальной нагрузки Q и вертикальной силы P к шинируемому зубу приводит к симметричному нагружению и симметричной расчетной схеме, при этом возникают реакции со стороны пародонта на корни здоровых зубов (в области

крепления) $X_A, X_B, Z_A, Z_B, M_{Ay}, M_{By}$. Из условия симметрии $X_A = X_B, Z_A = Z_B, M_{Ay} = M_{By}$, в результате имеем 3 неизвестных.

Из уравнений равновесия

$$\sum_{i=1}^n X_i = 0: \quad -X_A - X_B + Q = 0,$$

$$\sum_{i=1}^n Z_i = 0: \quad Z_A + Z_B - P = 0,$$

$$\sum_{i=1}^n M_{yi} = 0: \quad -M_{Ay} - M_{By} + Q \cdot h = 0$$

и условий симметрии получаем $X_A = Q/2, Z_A = P/2, M_{Ay} = Q \cdot h/2$.

Таблица 2

Таблица для определения остаточной выносливости зубов

Атрофия	Коэффициенты остаточной выносливости							
	8	7	6	5	4	3	2	1
Более 3/4	0	0	0	0	0	0	0	0
3/4 – 75%	0,5	0,75	0,75	0,45	0,45	0,4	0,25	0,3
1/2 – 50%	1	1,5	1,5	0,9	0,9	0,75	0,5	0,6
1/4 – 25%	1,5	2,25	2,25	1,3	1,3	1,1	0,75	0,9
Норма	2	3	3	1,75	1,75	1,5	1	1,25
Номер зуба								
	8	7	6	5	4	3	2	1
Норма	2	3	3	1,75	1,75	1,5	1	1
1/4 – 25%	1,5	2,25	2,25	1,3	1,3	1,1	0,75	0,75
1/2 – 50%	1	1,5	1,5	0,9	0,9	0,75	0,5	0,5
3/4 – 75%	0,5	0,75	0,75	0,45	0,45	0,4	0,25	0,25
Более 3/4	0	0	0	0	0	0	0	0

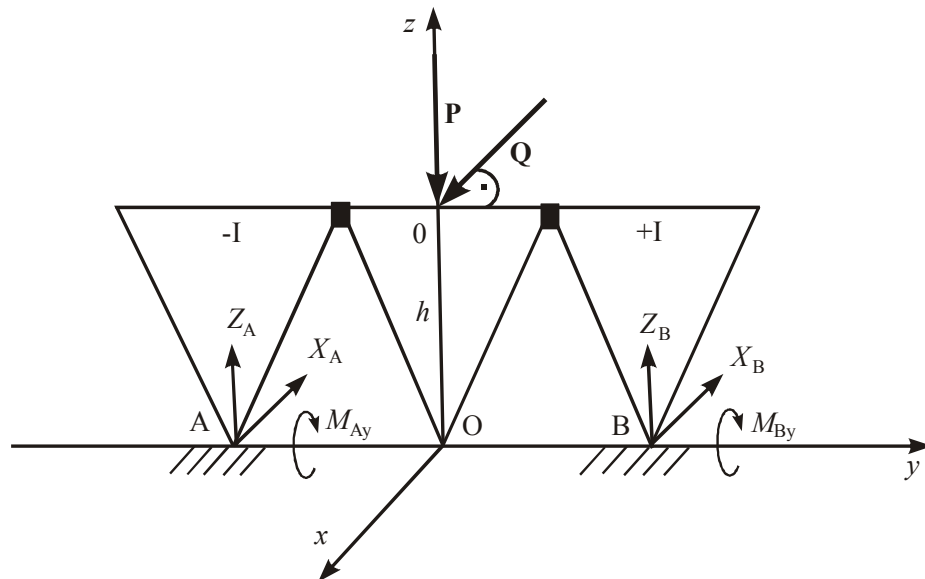


Рис. 3. Расчетная схема шинирования

Шинирующий эффект проявляется следующим образом.

- Приложение вертикальной нагрузки P , возникающей в результате откусывания пищи шинируемым зубом 0 , приводит к перераспределению ее на корни здоровых зубов. В результате она перераспределяется на них (в данном случае в равных долях), появляется реакция челюстной кости на корни здоровых зубов в вертикальном направлении $Z_A = P/2$.
- Горизонтальная нагрузка Q , возникающая при пережёвывании, передается на здоровые зубы, в результате чего возникает:
 - а) сопротивление повороту шинируемого зубного ряда в виде реакции со стороны пародонта на корни здоровых зубов $M_{Ay} = Q \cdot h/2$;
 - б) сопротивление смещению зубного ряда со стороны пародонта на корни здоровых зубов $X_A = Q/2$.

Вследствие наличия дуги зубного ряда помимо шинирующего эффекта проявляется арочный эффект. Он заключается в том, что приложение вертикальной и горизонтальной нагрузок к шинируемым зубам приводит к изменению характера реакции пародонта в вертикальном направлении на здоровые зубы. Вертикальные реакции Z_A и Z_B в этом случае уменьшаются по величине, то есть попытка опрокидывания зубного ряда дополнительно компенсируется сопротивлением выдергиванию зубов в вертикальном направлении. В результате шинированный зубной ряд по дуге значительно устойчивее прямого.

Авторы также обращались к «семи требованиям» с общих позиций механики деформируемого твердого тела, рассмотрев упругое состояние системы «фрагмент альвеолярного отростка – фронтальные зубы нижней челюсти – проволока – фиксирующий материал» при вертикальной и горизонтальной нагрузках [2]. Математическая постановка задачи шинирования в этом случае имеет следующий вид.

Пусть исследуемое тело занимает ограниченную область Ω (рис. 4) трехмерного евклидова пространства E^3 . Замыкание области обозначим через $\bar{\Omega}$, границу (которая считается достаточно гладкой) – через Γ ($\bar{\Omega} = \Omega \cup \Gamma$).

1) Уравнение статического равновесия внутри области

$$\text{Div } \sigma = 0, \quad \mathbf{r} \in \Omega, \quad (1)$$

где σ – симметричный тензор напряжений, объемной силой пренебрегаем. В формуле (1) и далее величины σ , \mathbf{e} , \mathbf{u} считаются функциями координат, представленными радиусом-вектором $\mathbf{r} \in \bar{\Omega}$.

2) Деформации \mathbf{e} будем считать малыми и аддитивными.

3) Упругие деформации связаны с напряжениями законом Гука:

$$\sigma = \mathbf{C} \cdot \mathbf{e}, \quad \mathbf{r} \in \bar{\Omega}, \quad (2)$$

где \mathbf{C} – четырехвалентный тензор модулей упругости, $C_{ijkl} \in C^1(\Omega)$.

4) Соотношения деформация – перемещения записываются в рамках линеаризованной теории:

$$\mathbf{e}(\mathbf{u}) = \frac{1}{2}(\nabla \mathbf{u} + \mathbf{u} \nabla), \quad \mathbf{r} \in \bar{\Omega}, \quad (3)$$

где \mathbf{u} – вектор перемещения, $\mathbf{u} \in (C^2(\Omega))^3$.

Заметим, что компоненты тензора деформации удовлетворяют условиям совместности деформаций, которые эквивалентны обращению в нуль компонент

тензора второго ранга $\mathbf{rot}(\mathbf{rot} \mathbf{e})^T$ (при условии существования вторых производных от компонент деформации по координатам)

$$\mathbf{rot}(\mathbf{rot} \mathbf{e})^T = 0, \mathbf{r} \in \bar{\Omega}. \quad (4)$$

5) Будем считать, что граница области Γ делится на две взаимно непересекающиеся части $\Gamma = \Gamma_u + \Gamma_\sigma$. На части границы Γ_u заданы кинематические граничные условия, на части Γ_σ задан вектор напряжений $\mathbf{F} \in (C(\Gamma_\sigma))^3$:

$$\mathbf{u} = 0, \mathbf{r} \in \Gamma_u, \quad (5)$$

$$\mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma} = \mathbf{F}, \mathbf{r} \in \Gamma_\sigma. \quad (6)$$

Задача реализована с применением трехмерной модели фрагмента нижней челюсти человека (рис. 4) в пакете *SolidWorks2006* [2].

Результаты решения показали, что проявляются дополнительные эффекты шинирования, заключающиеся в больших напряжениях в шинирующем материале и появлении концентраторов напряжений в областях стыков шинирующего материала с телом зубов. Рассмотренный вариант показал снижение подвижности зубов (горизонтальные перемещения) всего на 2,0–2,5%, что говорит о необходимости поиска оптимальных параметров шины с целью значительного снижения подвижности шинируемых зубов.

Поэтому целесообразно вместо системы «фрагмент альвеолярного отростка–фронтальные зубы нижней челюсти – проволока – фиксирующий материал» сосредоточиться именно на шинирующем материале – проволоке.

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ ПОИСКА ПАРАМЕТРОВ ШИНЫ

Зубы, как здоровые, так и расшатанные, являются по сравнению с шинирующей проволокой массивными твердыми телами и при физиологической нагрузке передают на проволоку кинематику нагружения. Связи пародонта с корнями считаем идеальными: для здоровых зубов – жесткое защемление, для шинируемых – сферический шарнир. Учитывая, что значения перемещений в нормальном состоянии за счет периодонтальной щели доходят до 0,1 мм [3], можно для шинируемого зуба вместо сферического шарнира взять, в принципе, гладкую горизонтальную поверхность. Связь между зубом и проволокой считаем абсолютно жесткой.

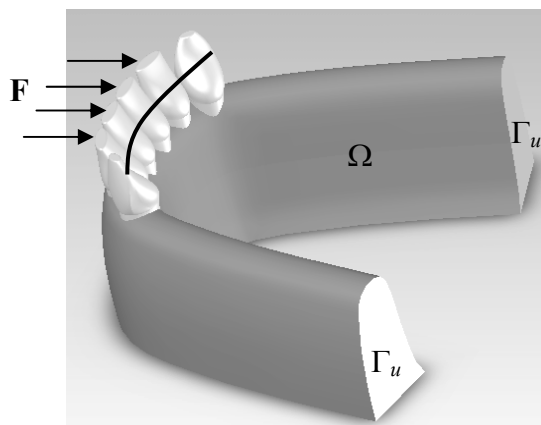


Рис. 4. Расчетная модель нижней челюсти
(— шинирующая проволока)

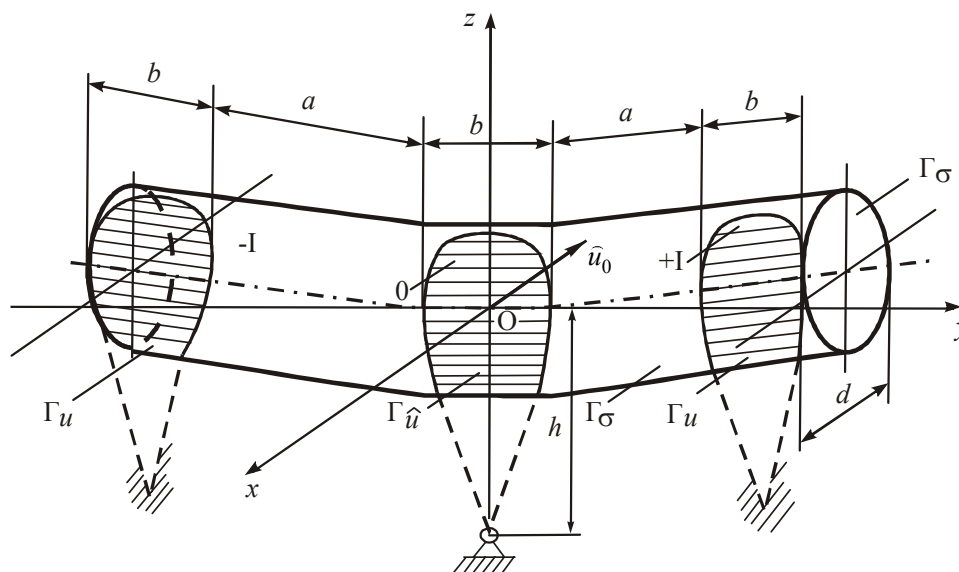


Рис. 5. Расчетная область для шинирующей проволоки

Упругое состояние шинирующей проволоки описывается системой уравнений (1)–(4) с граничными условиями (5), (6). Расчетная область приведена на рис. 5, где через $d = \text{const}$ обозначен диаметр проволоки, a – длина свободного участка, b – длина участка, жестко связанного с зубом (длины различны для каждого участка). 0 – подвижный зуб, считающийся твердым телом; проволока – изогнутый цилиндр, на котором заштрихованы поверхности контакта с зубами. Обозначения области и границ, а также граничные условия соответствуют выражениям (5), (6). Давлением пищевого комка на проволоку пренебрегаем, то есть $P = 0$. В результате рассматриваем состояние проволоки, жестко закрепленной на поверхности контакта со здоровыми зубами и жестко поворачиваемой поверхностью контакта с подвижным зубом.

Горизонтальная жевательная нагрузка Q оказывает большее влияние на подвижность шинированного зубного ряда, нежели вертикальная при откусывании пищи, поэтому под критерием подвижности будем понимать среднее горизонтальное перемещение U всех шинируемых зубов по нормали к дуге альвеолярного отростка при $Q = 100$ Н (U – среднее перемещение оси шинирующей проволоки).

Усилие Q считаем приложенным к верхней поверхности зуба 0 на высоте H , а осевая линия проволоки проходит на высоте h , откуда по передаваемому моменту легко определяется усилие со стороны подвижного зуба на шинирующую проволоку. Однако сразу просматривается проблема формы эпюры распределения этого давления.

Поэтому используем обратную в некотором смысле постановку в части поверхности контакта с шинируемым зубом 0 , на которой по оси Ox будем задавать известное перемещение, соответствующее смещению \hat{u}_0 в точке O (рис. 5). Считаем, что поверхность контакта $\Gamma_{\hat{u}}$ поворачивается вместе с зубом 0 как жесткое целое относительно корня параллельно плоскости xOz . Тогда смещения по оси Oy нет, а перемещения по осям Ox и Oz пропорциональны \hat{u}_0 . В силу линейности задачи перейти от результата решения с заданным перемещением \hat{u}_0 к силе Q и определить перемещение $u_x = \hat{u}$, соответствующее усилию $Q = 100$ Н, не составляет проблемы.

В результате задача биомеханики шинирования зубного ряда примет следующий вид: найти модуль упругости E и диаметр d шинирующей проволоки, приводящие к минимальной подвижности U шинированного зубного ряда, при ограничениях типа

равенств, представляющих собой замкнутую систему уравнений теории упругости (1)–(4) с граничными условиями $\mathbf{u} = 0$, $\mathbf{r} \in \Gamma_u$ и $u_x \sim \hat{u}_0$, $u_y = 0$, $u_z \sim \hat{u}_0$, $\mathbf{r} \in \Gamma_{\hat{u}}$ (рис. 5), с ограничениями типа неравенств как на саму подвижность, так и на технологические, силовые и прочностные параметры.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе рассмотрены общепринятые в медицинской практике принципы, которыми руководствуются при выполнении операции шинирования зубов. Рассмотрен накопленный в стоматологии опыт, сведенный к ряду утверждений. В результате потребовался количественный анализ шинирующего и арочного эффектов методами биомеханики. Поэтому была рассмотрена близкая к реальности схема шинирования, представляющая собой систему твердых тел со связями.

Считая, что зубы передают кинематические условия нагружения на шинирующую проволоку, удалось получить постановку задачи по определению оптимальных параметров шинирующего материала с целью минимизации подвижности шинированного зубного ряда.

С этой целью использована обратная, в некотором смысле, постановка в части условий на поверхности контакта с шинируемым зубом, на которой по одной из осей задается изначально неизвестное перемещение. В силу линейности задачи перейти от результата решения с заданным перемещением к силе и определить подвижность, соответствующую известному усилию пережевывания пищи, не составляет проблемы.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы работы выражают искреннюю благодарность коллегам с кафедры теоретической механики Пермского государственного технического университета за плодотворное обсуждение содержания данной работы. Особую благодарность авторы выражают Любови Григорьевне Осташевой за большую помощь при подготовке иллюстраций.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Гаврилов, Е.И.* Ортопедическая стоматология / Е.И. Гаврилов, И.М. Оксман. – М.: Медицина, 1978.
2. *Кирюхин, В.Ю.* Об эффективности применения шинирования зубов жгутом из титановой нити при заболеваниях пародонта / В.Ю. Кирюхин, Г.И. Рогожников, М.В. Мартюшева, Р.Ф. Гиляева // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 2. – С. 65–74.
3. *Кирюхин, В.Ю.* Биомеханические основы шинирования зубного ряда / В.Ю. Кирюхин, Р.Ф. Гиляева // Российский журнал биомеханики. – 2008. – Т. 12, № 3. – С. 37–43.
4. *Котлер, А.А.* Зубные протезы / А.А. Котлер, В.С. Куриленко. – Киев: Здоровье, 1982.
5. *Курляндский, В.Ю.* Учебник ортопедической стоматологии / В.Ю. Курляндский. – М: Медгиз, 1962.
6. *Ряховский, А.Н.* Байтовые зубные протезы. Ч. 1. Шинирование зубов / А.Н. Ряховский // Стоматология. – 2003. – № 2 – С. 45–50.

THE MECHANICAL ASPECTS OF THE DENTITION SPLINTAGE

R.F. Gilyazeva, A.A. Selyaninov, M.V. Martyusheva, R.M. Podgaets (Perm, Russia)

In this paper, the authors turn their attention to the principles generally accepted in medical practice that guide the realization of the teeth splinting. The authors attempt to consider the experience accumulated in stomatology, reduced to a number of statements. As a result, the quantitative analysis of the splinting and arch effects is needed by the methods of biomechanics. Considering that the teeth transfer the kinematic loading conditions at the splinting wire, it has been possible to formulate well the problem of determining the optimal parameters of the splinting material to minimize the mobility of the splinted dentition.

Key words: orthopaedic stomatology, parodontosis, biomechanics, dentition splintage, splinting material.

Получено 03 июня 2009