

П.С. Флис¹, А.Я. Григоренко², Н.Н. Дорошенко¹, В.В. Филоненко¹, Н.Н. Тормахов²

Исследование сил, возникающих в ортодонтических аппаратах с подвижной наклонной плоскостью при лечении сагиттальных аномалий окклюзии

¹Национальный медицинский университет имени А.А. Богомольца, г. Киев, Украина

²Институт механики НАН Украины имени С.П. Тимошенко, г. Киев, Украина

Цель: совершенствование методики лечения сагиттальных аномалий и деформаций зубочелюстного аппарата на основе механико-математического моделирования статики работы функционально-направляющего аппарата с подвижной наклонной плоскостью.

Материалы и методы. Проведены комплексные исследования результатов ортодонтического лечения мезиального и дистального прикуса при помощи предложенного аппарата с подвижной наклонной плоскостью с применением методов механико-математического моделирования. В процессе исследования использованы параметры: угол наклонной плоскости аппарата, размер лицевого скелета, угол осевого наклона фронтальных зубов, коэффициент трения между наклонной плоскостью и зубами пациента.

Результаты. Установили, что наиболее предпочтительной является величина угла между наклонной плоскостью и осью передних зубов около 30°. Наличие упругих шарниров в функционально-направляющих аппаратах с наклонной плоскостью, в качестве которых используются пружины кручения, позволяет изменить жесткость аппаратов и более стабильно поддерживать ортодонтическое усилие в процессе лечения.

Выводы. Подвижная наклонная плоскость с активными пружинами воздействует на зубы не только во время акта глотания, но и в состоянии физиологического покоя.

Ключевые слова: подвижная наклонная плоскость, пружины кручения, функциональные аппараты.

Актуальность исследования

Источником сил функционально-направляющих ортодонтических аппаратов является сократительная способность жевательных мышц в период соприкосновения определенных групп зубов со стационарной наклонной плоскостью. Это еще и дозирование сил выполняется самим пациентом, который руководствуется своей болевой рецепцией [1, 2].

Максимальный контакт между зубными рядами наблюдается в момент глотания. Без ортодонтического аппарата в полости рта – это состояние центральной окклюзии. При наличии ортодонтического аппарата в полости рта – контакт группы зубов именно с наклонной плоскостью. Большую часть времени в течение суток зубочелюстной аппарат находится в состоянии относительного физиологического покоя. Он характеризуется минимальным тонусом жевательных и полным расслаблением мимических мышц, когда окклюзионные поверхности зубных рядов разобщены в среднем на 2–4 мм [1, 2, 12].

По данным литературы, среднее количество глотания слюны в сутки составляет от 600 до 1300 раз, а его длительность – 0,2–0,5 с. Таким образом, максимальный контакт окклюзионных поверхностей длится 8–20 мин. в течение суток [1, 3].

Был предложен ортодонтический аппарат (патент № 99388 от 25.5.2015), который состоит из пластмассового базиса, вестибулярной дуги, удерживающих кламмеров и наклонной плоскости, соединяемой с базисом с помощью двух пружин кручения (рис. 1). Несмотря на то что он имеет упругие элементы, ортодонтические силы в нем возникают в основном жевательной мускулатурой пациента. Его использование обеспечивает пролонгированный контакт наклонной плоскости с зубами [4].

Для детального исследования ортодонтических конструкций используются методы механико-математического моделирования. Создание и внедрение в медицинскую

практику новых технологий лечения требуют их механико-математического обоснования [5–12].

Цель исследования – совершенствование методики лечения сагиттальных аномалий и деформаций зубочелюстного аппарата на основе механико-математического моделирования статики работы функционально-направляющего аппарата с подвижной наклонной плоскостью.

Материалы и методы исследования

При помощи методов теоретической механики было проведено моделирование статики зубочелюстного аппарата пациента в процессе лечения мезиального прикуса при использовании съемного аппарата с подвижной наклонной плоскостью. В процессе исследования использованы параметры: угол наклонной плоскости аппарата, размер лицевого скелета (расстояние от точки, которая соответствует центру суставной головки височно-нижнечелюстного сустава до контактной точки центральных резцов), угол осевого наклона фронтальных зубов, коэффициент трения между наклонной плоскостью и зубами пациента. Исследовали два типа булавовидных пружин (пружин кручения): которые создают амортизационный эффект при деформации наклонной плоскости, но не изменяют угол ее наклона (пассивные) и которые стремятся увеличить угол наклона плоскости за счёт раскрытия завитка (активные).

Результаты и их обсуждение

При лечении мезиального прикуса аппарат 1 с подвижной наклонной плоскостью 2 установлен на нижней зубной ряд 3 (рис. 2). Верхняя и нижняя челюсти соединены между собой височно-нижнечелюстным суставом с диском 4 и жевательными, височными, медиальными и латеральными крыловидными мышцами, которые обеспечивают силовой контакт челюстей. Равнодействующая всех сил, которые создаются этими мышцами, показана вектором K_M . Верхняя и нижняя челюсти с височно-

нижнечелюстным суставом и мышцами составляют механизм, который преобразует силу K_M в усилия жевания, а аппарат 1 – в ортодонтическую силу R_1 , которая путем перестройки костной ткани приводит к перемещению зубов и альвеолярного отростка, исправляя прикус пациента.

Усилие R_1 приложено к режущему краю передних зубов верхней челюсти и направлено в вестибулярном направлении. Согласно третьему закону Ньютона, усилие R_1 вызывает силу реакции R_2 , равную силе R_1 и действующую через наклонную плоскость на нижнюю челюсть в обратном направлении. Кроме сил R_1 и R_2 в точке контакта передних зубов верхней челюсти с наклонной плоскостью 2 возникают силы трения F_{TP1} и F_{TP2} , которые препятствуют взаимному скольжению зубов относительно наклонной плоскости. Сила F_{TP1} (на рис. 2 не показана) действует на верхнюю челюсть, а равновеликая и противоположно направленная сила F_{TP2} через наклонную плоскость – на нижнюю челюсть. Силы трения равны:

$$F_{TP1} = kR_1, F_{TP2} = kR_2, \quad (1)$$

где k – коэффициент трения.

Поскольку нижняя челюсть под действием приложенных к ней сил находится в равновесии, то алгебраическая сумма моментов сил, действующих на нее, будет равна нулю. Если пренебречь весом нижней челюсти и трением в височно-нижнечелюстном суставе, который амортизируется синовиальной жидкостью, то на нижнюю челюсть будут действовать силы K_M , R_2 , F_{TP2} и сила со стороны сустава F_C .

Расположим Декартову систему координат таким образом, чтобы начало координат находилось в центре



Рис. 1. Ортодонтический аппарат с подвижной наклонной плоскостью.

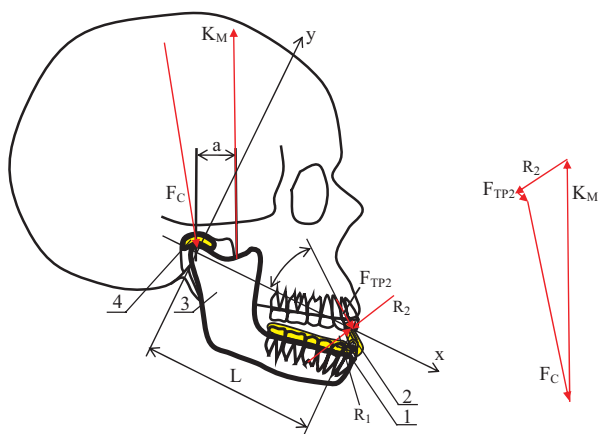


Рис. 2. Усилия в зубочелюстном аппарате при лечении мезиального прикуса с помощью ортодонтического аппарата с подвижной наклонной плоскостью.

височнонижнечелюстного сустава, а ось x проходила через точку контакта передних зубов верхней челюсти с наклонной плоскостью 2. Уравнение моментов сил, действующих на нижнюю челюсть относительно центра суставного бугорка, имеет вид:

$$aK_M - R_2L\cos\beta - F_{TP2}L\sin\beta = 0, \quad (2)$$

где: a – расстояние от центра вращения височнонижнечелюстного сустава до вектора K_M , L – координата точки режущего края передних зубов верхней челюсти, β – угол между наклонной плоскостью и осью x .

Решив уравнение (2) относительно R_2 с учетом (1), получим:

$$R_2 = aK_M/[L(\cos\beta + k \sin\beta)]. \quad (3)$$

Из (3) видно, что ортодонтическое усилие R_2 зависит от размеров лицевого скелета a и L , усилия мышц K_M , коэффициента трения k и угла β между наклонной плоскостью и осью x :

$$\beta = \arctg k. \quad (4)$$

Ортодонтическое усилие R_2 можно разложить на две составляющие: силу, действующую вдоль оси зуба Q и силу P , которая направлена в перпендикулярном к этой оси направлении (рис. 3):

$$P = R_2 \cos(\alpha - \beta), Q = R_2 \sin(\alpha - \beta), \quad (5)$$

где α – угол наклона оси зуба относительно оси x .

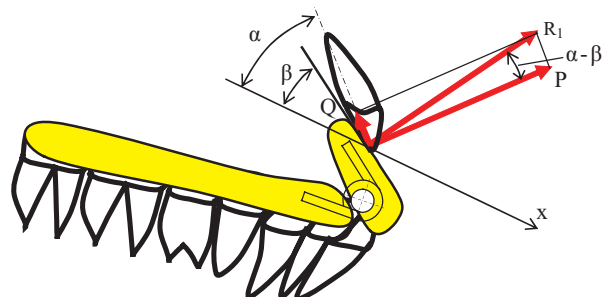


Рис. 3. Составляющие Q и P ортодонтического усилия R_2 при лечении мезиального прикуса.

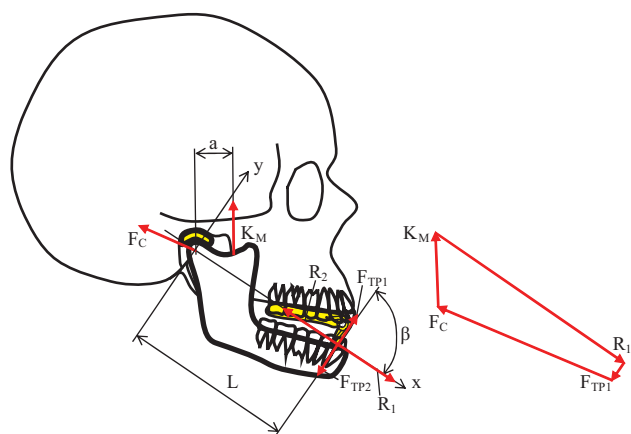


Рис. 4. Усилия в зубочелюстном аппарате при лечении дистального прикуса с помощью ортодонтического аппарата с подвижной наклонной плоскостью.

Зависимость усилий P и Q от углов α и β

		$(\alpha - \beta), ^\circ$			$P, \text{Н}$			$Q, \text{Н}$		
$\alpha, ^\circ$		45	60	75	45	60	75	45	60	75
$\beta, ^\circ$	-30	75	90		0,75	0		2,8	2,9	
	-15	60	75	90	1,24	0,64	0	2,14	2,39	2,47
	0	45	60	75	1,62	1,15	0,59	1,62	1,98	2,21
	15	30	45	60	1,97	1,61	1,14	1,14	1,61	1,97
	30		30	45		2,1	1,72		1,22	1,72

Подставляя (4) в (5), получаем следующие выражения для сил P и Q :

$$\begin{aligned} P &= aK_M \cos(\alpha - \beta) / [L(\cos\beta + k\sin\beta)], \\ Q &= aK_M \sin(\alpha - \beta) / [L(\cos\beta + k\sin\beta)]. \end{aligned} \quad (6)$$

Сила Q поступательно перемещает передние зубы в осевом направлении, а сила P поступательно-вращательно – в вестибулярном направлении. Изменение угла наклона плоскости аппарата β позволяет изменять силы P и Q , что влияет на характер перемещения передних зубов и альвеолярного гребня. Угол наклона оси зубов α в начале лечения определяется анатомическими особенностями пациентов и может принимать значения в пределах 45–75°. Так как вектор ортодонтической силы направлен вестибулярно, то угол β находится в пределах от -30° до α . Величины углов $(\alpha - \beta)$ между наклонной плоскостью и осью передних зубов, а также сил P и Q представлены в таблице. Силы P и Q рассчитаны по формуле (6) для усилия $K_M = -10$ Н и отношения $a/L = 0,23$, углов β , равных -30°, -15°, 0°, 15°, 30° и углов α , равных 45°, 60°, 75°.

Из результатов расчета ортодонтических усилий видно, что сила P возрастает, а сила Q убывает с увеличением угла β . Величина угла между наклонной плоскостью и осью передних зубов $(\alpha - \beta)$ влияет на соотношение между силами P и Q . При $(\alpha - \beta) < 45^\circ$ – усилие P превышает Q , если $(\alpha - \beta) = 45^\circ$, то $P = Q$, а при $(\alpha - \beta) > 45^\circ$ усилие P будет меньше Q . Соотношение сил $P < Q$ является нежелательным, так как наклон зуба должен превалировать над его интрузией. Наиболее предпочтительной является величина угла между наклонной плоскостью и осью передних зубов около 30°.

Функциональные аппараты с подвижной наклонной плоскости можно применять также для лечения дистального прикуса.

На рис. 4 изображена схема зубочелюстного аппарата пациента на начальном этапе лечения дистального прикуса с помощью ортодонтического аппарата с подвижной наклонной плоскостью. Аппарат установлен на верхней челюсти и опирается своей подвижной наклонной плоскостью на передние зубы нижней челюсти. Равнодействующая всех сил, действующих на нижнюю челюсть, изображена в виде векторам K_M .

Зубочелюстной аппарат превращает силу K_M в усилие жевания, а наклонная плоскость аппарата – в ортодонтическую силу R_1 , которая приводит к перемещению зубов и альвеолярного отростка нижней челюсти вперед.

Анализ работы зубочелюстного аппарата с функционально-направляющим аппаратом с подвижной наклонной плоскостью и пассивными пружинами кручения показал, что в момент максимальных сил их распределение в звеньях зубочелюстного аппарата будет одинаковым как при наличии, так и при отсутствии пружин. Максимальный контакт между зубными рядами наблюдается

во время глотания. В состоянии покоя (минимальный тонус жевательных и полная расслабленность мимических мышц, окклюзионные поверхности зубных рядов разъединены на 2–4 мм) данный аппарат с пассивными пружинами действует аналогично аппарату со стационарной наклонной плоскостью, не создавая никаких дополнительных сил. Однако наличие упругого шарнира между наклонной плоскостью и базисом аппарата изменяет его жесткость, т. е. способность деформирования под действием механических нагрузок.

При использовании пружин, которые в состоянии покоя стремятся увеличить угол β , т. е. изменить угол $(\alpha - \beta)$, подвижная наклонная плоскость будет создавать дополнительную силу механического характера, влияющую на фронтальную группу зубов не только при глотании, но и в состоянии покоя.

Раскручивание завитков пружин создаёт контакт (силу) между аппаратом и фронтальными зубами в состоянии покоя и компенсирует угол $(\alpha - \beta)$ в процессе перемещения зубов. Аппарат с подвижной наклонной плоскостью способен поддерживать более длительное время заданный угол $(\alpha - \beta)$ по сравнению со стационарным аппаратом. В то же время мы не можем привести точный временной промежуток изменения осевого наклона зубов α , так как он является индивидуальным параметром каждого пациента и зависит от качества ношения ортодонтического аппарата, а также особенностей строения и формирования зубочелюстного аппарата.

Выводы

Ортодонтические усилия в аппаратах с подвижной наклонной плоскостью при лечении сагиттальных аномалий окклюзии зависят от угла наклонной плоскости аппарата, параметров лицевого скелета, угла осевого наклона фронтальных зубов и коэффициента трения между наклонной плоскостью и зубами пациента. Оптимум ортодонтических усилий будет при угле между наклонной плоскостью и линией, соединяющей точку, которая соответствует центру суставной головки височно-нижнечелюстного сустава, и контактную точку резцов, равному арктангенсу коэффициента трения между зубами пациента и наклонной плоскостью.

Изменение угла наклона плоскости аппарата позволяет менять характер перемещения передних зубов и альвеолярного гребня от поступательного в направлении по оси зубов до поступательно-вращательного в вестибулярном направлении.

Наличие упругих шарниров позволяет изменять жесткость аппаратов и более стабильно поддерживать ортодонтические усилия в процессе лечения сагиттальных аномалий окклюзии. Ортодонтические аппараты с подвижной наклонной плоскостью с активными пружинами воздействуют на зубы не только во время максимального контакта зубных рядов, но и в состоянии физиологического покоя.

ЛИТЕРАТУРА

1. Фліс П.С. Ортодонтия / П.С. Фліс. – Вінниця: Нова книга, 2007. – 312 с.
2. Orthodontics. Dentognathic Anomalies and Deformations: textbook / Flis P.S., Leonenko G.P., Filonenko V.V., Doroshenko N.M.; ed. by Professor P.S. Flis. – Kyiv: AUS Medicine Publishing, 2015. – 176 p.
3. Joseph M. Henderson. Патологія органів пищеварення / Henderson J.M.; пер. с англ. ред. В.Ю. Голофеевський; под общ. ред. Ю.В. Наточина. – Москва: Бином, 2013. – 272 с.
4. Пат. на корисну модель № UA 99388 (51)ПК А 61С 7/00. Ортодонтичний апарат П.С. Фліса, В.В. Філоненка, Н.М. Дорошенко з рухомою похилою площиною для лікування сагітальних і трансверсальних аномалій прикусу / П.С. Фліс, В.В. Філоненко, Н.М. Дорошенко. – Промислова власність, бюл. № 10 від 25.5.2015 – 5 с.
5. Григоренко О.Я. Моделювання процесу повороту зуба при апаратному лікуванні / О.Я. Григоренко, С.І. Дорошенко, Н.І. Жачко та ін. // Доповіді НАН України. – 1999. – № 2. – С. 74–78.
6. Григоренко Я.М. О форме зубных дуг при ортогнатической окклюзии / Я.М. Григоренко, А.Я. Григоренко, Н.Н. Тормахов та ін. // Доповіді НАН України. – 2010. – № 1. – С. 188–194.
7. Григоренко Я.М. Механіко-математичне моделювання ортодонтичного лікування з використанням пре-ортодонтичних трейнерів / Я.М. Григоренко, О.Я. Григоренко, М.М. Тормахов, П.С. Фліс, В.В. Філоненко // Доповіді НАН України. – 2006. – № 5. – С. 172–179.
8. Чуйко А.Н. Шинчуковский И.А. Биомеханика в стоматологии / А.Н. Чуйко, И.А. Шинчуковский. – Х.: Изд. «Форт», 2010. – 468 с.
9. Кильчевский Н.А. Курс теоретической механики / Н.А. Кильчевский. – М.: Изд. «Наука», 1977. – 480 с.
10. Яблонский А.А., Никифорова В.М. Курс теоретической механики / А.А. Яблонский, В.М. Никифорова. – М.: Изд. «КноРус», 2011. – 608 с.
11. Анурьев В.И. Справочник конструктора-машиностроителя: в 3-х т., Т. 1. – 9-е изд., перераб. и доп. / В.И. Анурьев; под ред. И.Н. Жестковой. – М.: Изд. «Машиностроение», 2006. – 928 с.
12. Калвеллис Д.А. Биоморфологические основы ортодонтического лечения / Д.А. Калвеллис. – Рига, 1961. – 220 с.

Дослідження сил, які виникають під час роботи ортодонтичних апаратів з рухомою похилою площиною при лікуванні сагітальних аномалій оклюзії

П.С. Фліс, О.Я. Григоренко, Н.М. Дорошенко, В.В. Філоненко, М.М. Тормахов

Мета: удосконалення методики лікування сагітальних аномалій і деформацій зубощелепного апарату на основі механіко-математичного моделювання стабільності роботи функціонально-направляючого апарату з рухомою похилою площиною.

Матеріали та методи. Проведені комплексні дослідження ортодонтичного лікування мезіального та дистального прикусу за допомогою запропонованого апарату з рухомою похилою площиною із застосуванням методів механіко-математичного моделювання. У процесі дослідження використані параметри: кут похилої площини апарату, розмір лицевого скелету, кут осевого нахилу фронтальних зубів, коефіцієнт тертя між похилою площиною і зубами пацієнта.

Результати. Установлено, що для досягнення кращих результатів лікування доцільно використовувати кут між похилою площиною й віссю передніх зубів близько 30°. Наявність пружних шарнірів у функціонально-направляючих апаратах з похилою площиною, в якості яких використовуються пружини кручення, дозволяє змінити жорсткість апаратів і стабільніше підтримувати ортодонтичні зусилля в процесі лікування.

Висновки. Рухома похила площина з активними пружинами впливає на зуби не тільки під час акту ковтання, а й у стані фізіологічного спокою.

Ключові слова: рухома похила площина, пружина кручення, функціональні апарати.

Investigation of forces acting during usage of orthodontic appliances with movable inclined plane for sagittal malocclusion treatment

P. Flis, A. Hryhorenko, N. Doroshenko, V. Filonenko, M. Tormakhov

The aim of research. Investigation of treatment of class II and class III patients using the appliance with a movable inclined plane by the methods of theoretical mechanics.

Materials and Methods. The study used parameters: the angle of the inclined plane of the appliance, the size of the facial skeleton, axial angle of the anterior teeth inclination, the coefficient of friction between the inclined plane and the patient's teeth.

Results. About 30° is the most preferred angle between the inclined plane and the axis of the frontal teeth. The presence of elastic joints in functional-directing appliances with an inclined plane, which are club-shaped springs, allows us to change vehicles rigidity and to provide more stable support of orthodontic force during the treatment.

Conclusions. The movable inclined plane with active springs acts on the teeth not only during the act of swallowing, but in a state of physiological dormancy also.

Key words: movable inclined plane, club-shaped springs, functional appliances.

П.С. Фліс – д-р мед. наук, професор, заслужений діяч науки і техніки України; завідувач кафедри ортодонції та пропедевтики ортопедичної стоматології, Національний медичний університет імені О.О. Богомольця.

Адреса: 03057, м. Київ, вул. Зоологічна, 1, каб. 405. Тел.: (044) 483-99-85.

О.Я. Григоренко – д-р фіз.-мат. наук, професор, завідувач відділу обчислювальних методів, Інститут механіки НАН України імені С.П. Тимошенка.

Адреса: 03057, м. Київ, вул. Нестерова, 3, каб. 213. Тел.: (044) 454-77-11.

Н.М. Дорошенко – асистент кафедри ортодонції та пропедевтики ортопедичної стоматології, Національний медичний університет імені О.О. Богомольця.

Адреса: 03057, м. Київ, вул. Зоологічна, 1, каб. 402. Тел.: (044) 483-99-85.

М.М. Тормахов – канд. тех. наук,

старший науковий співробітник, відділ обчислювальних методів, Інститут механіки НАН України імені С.П. Тимошенка.

Адреса: 03057, м. Київ, вул. Нестерова, 3, каб. 213. Тел.: (044) 454-77-11.

В.В. Філоненко – канд. мед. наук,

заступник декана стоматологічного факультету, асистент кафедри ортодонції та пропедевтики ортопедичної стоматології, Національний медичний університет імені О.О. Богомольця.

Адреса: 03057, м. Київ, вул. Зоологічна, 1, каб. 406. Тел.: (095) 898-03-46, e-mail: filonenko_valera @ meta.ua.