

В.Н. Халецкая¹, И.В. Ковач¹, О.Р. Гаспарян²

Анализ теоретического биомеханического моделирования разработанного ортодонтического аппарата с помощью физико-математического расчета

¹ГУ «Днепропетровская медицинская академия МЗ Украины», г. Днепр, Украина

²ЕГМУ имени М. Гераци, г. Ереван, Армения

Цель: повышение эффективности ортодонтического лечения пациентов с полной расщелиной неба путем создания оптимальной конструкции аппарата для расширения верхней челюсти в трансверзальной плоскости за счет изучения его биомеханических критериев с помощью физико-математического расчета.

Материалы и методы. При помощи метода теоретического физико-математического расчета и анализа произведено биомеханическое моделирование (проектирование) разработанного ортодонтического аппарата для расширения верхней зубной дуги у детей с полной расщелиной неба.

Результаты. В результате теоретического расчета новой конструкции установлено, что сила давления, создаваемая силовым модулем и дугами с небной стороны на подлежащие ткани, не концентрируется в одной точке и оказывает равномерное и физиологическое давление как на коронковую, так и корневую части перемещаемых зубов, а так же сегменты и на скат альвеолярного отростка.

Выводы. При математическом моделировании разработанного нами аппарата для расширения верхней челюсти оптимально распределена нагрузка между существующими элементами и определена величина предельно допустимой физиологической нагрузки на ткани пародонта, что позволяет нам спрогнозировать успешное функционирование всей системы и избежать осложнений.

Ключевые слова: физико-математический расчет, биомеханическое моделирование (проектирование), сила, момент сил, давление, перемещение.

Введение

В настоящий момент современная стоматология в своих исследованиях опирается на фундаментальные теоретические разработки в области физики, математики, биомеханики и предполагает тесную взаимосвязь медицинских, теоретических и технологических аспектов [1, 3, 7, 13].

Среди актуальных проблем современной стоматологии вопросу изучения биоморфологических основ в ортодонтическом лечении посвящено большое количество исследований, в которых изучены сложные процессы перестройки в околозубных тканях, зубных рядах, альвеолярных отростках, ВНЧС и других частях лицевого отдела черепа, под действием ортодонтической аппаратуры [4, 9, 11]. Характер и степень этих изменений находится в прямой зависимости от интенсивности и продолжительности действия сил. Также ученые, изучающие этот вопрос, признают тесную связь между физическими законами и биологическими реакциями, поэтому ответ тканей зубочелюстной системы (ЗЧС) может быть как физиологическим, так и патологическим. Считается, что при воздействии сил свыше 450–500 г темп перемещения зубов резко снижается, а его длительное воздействие может привести к структурной перестройки кости, значительным деструктивным изменениям в тканях пародонта и как следствие способствовать возникновению различных осложнений [1, 4, 5, 8, 9]. Одним из факторов успешного лечения аномалий ЗЧС является исследование биомеханического воздействия ортодонтических аппаратов на перемещаемые зубы, сегменты, альвеолярный отросток [3, 8]. Дозирование сил ортодонтических аппаратов является актуальной и сложной проблемой, так как от этого зависят эффективность и безопасность лечения аномалий ЗЧС [6, 9].

При планировании ортодонтических конструкций, чтобы добиться стабильной в физиологическом и функ-

циональном отношении окклюзии, необходимо использовать основные закономерности биомеханики [10]. Биомеханика является разделом биофизики, который в ортодонтии изучает действие различных сил и реакцию зубов, пародонта и костной ткани на эти силы. Одним из методов получения объективной информации в стоматологии служит метод биомеханического анализа. Основой биомеханического анализа является создание необходимой биомеханической модели – расчетной схемы. Биомеханический анализ с применением теоретических методов физико-математического расчета позволяет наиболее глубоко изучить работу исследуемой системы.

Поэтому *цель* данного исследования – повысить эффективность ортодонтического лечения пациентов с полной расщелиной неба путем создания оптимальной конструкции аппарата для расширения верхней челюсти в трансверзальной плоскости за счет изучения его биомеханических критериев с помощью теоретического физико-математического расчета.

Материалы и методы

Для изучения биомеханических критериев разработанного ортодонтического аппарата был использован физико-математический анализ, с помощью которого определили оптимальные геометрические параметры и силы, действующие в конструкции. В основу анализа положена методика биомеханического проектирования каркасно-пружинных ортодонтических аппаратов П.Д. Маиляна [4]. Методика предусматривает математический расчет упруго статического взаимодействия. Сущность теоретического физико-математического расчета заключалась в определении величины сил и направления перемещений во всех основных узлах исследуемой системы. Узел (соединение) – место схождения точек, в котором могут быть два или более элемента. Узлы обеспечивают передачу сил и моментов.

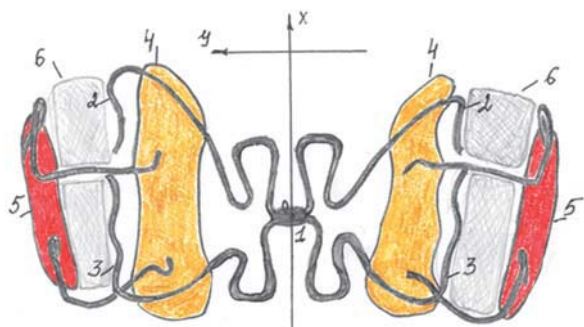


Рис. 1. Разработанный аппарат для расширения верхней челюсти.

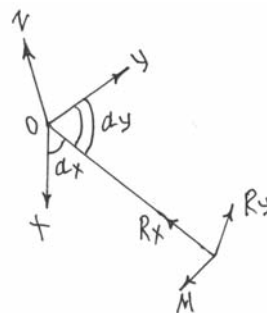


Рис. 2. Расчетная схема в системе отсчета O_{xyz} .

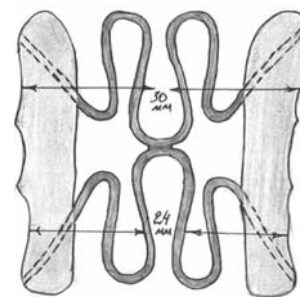


Рис. 3. Схема изгибов пружин силового модуля.

Был изучен характер сил в узлах в зависимости от геометрических параметров конструкции. Распределение усилий между элементами узлового соединения зависит не только от его конфигурации и характера нагрузок, но и от материала и технологии изготовления.

Основным параметром, характеризующим упругие свойства материала, является функция жесткости – зависимость силы реакции от активации элемента. Действующие или регулирующие части ортодонтических аппаратов служат для создания механических сил и их передачи на перемещаемые зубы, сегменты, альвеолярный отросток. Сила давления, которых возникает вследствие пружинящих свойств ортодонтической проволоки, из которой они изготовлены. Источником силы механически действующей аппаратуры является активная часть аппарата – проволочные пружинящие элементы в виде вестибулярных и оральных дуг и различных конструкций пружин, ортодонтические винты.

В механически действующих аппаратах различают точку опоры точку приложения силы. Под точкой опоры подразумевают участок зубного ряда, на котором укрепляют аппарат. Избирая точку опоры, учитывали величину силы, развиваемой аппаратом, и сопротивление, оказываемое перемещаемыми зубами. Точкой приложения силы аппарата является аномально расположенный зуб, группа зубов или отдельные сегменты и применение силы рассчитано на изолированное действие аппарата на перемещаемый элемент.

Задача конструирования состояла в оптимальном сочетании элементов (опорных, фиксирующих, действующих) для достижения максимального лечебного эффекта, а также в поиске новых комбинаций, которые позволили бы устранить недостатки вышеназванных элементов с функциональной, технологической и клинической точек зрения. Важным в конструкции аппарата является усилить конструктивную жесткость против деформирующего действия жевательных сил, рубцовой ткани в области неба, улучшить пружинящие свойства силовых элементов, но при этом устранить агрессивное влияние силовой нагрузки на ткани пародонта.

Активным элементом в разработанной нами конструкции является силовой модуль W-подобной формы изготовленный из сплава группы бета-титана (ТМА), открытые части которых расположены в противоположенных

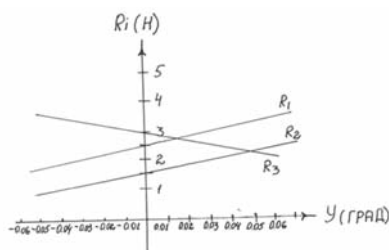


Рис. 4. Величины реакций R_i в зависимости от угла поворота γ .

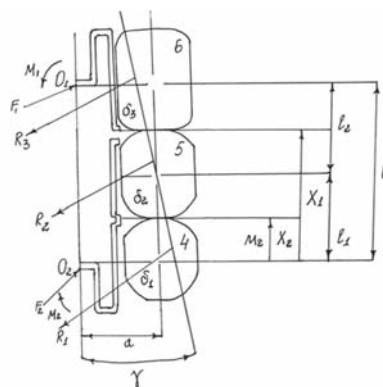


Рис. 5. Расчетная схема перемещения боковых зубов при воздействии двух небных дуг.

направлениях и спаяны между собой в центральной части. Свободные концы этих пружин проходят через укороченный небный базис, имеют горизонтальные изгибы и располагаются в области первого премоляра и второго временного моляра, первого постоянного моляра автономно. Укороченный небный базис несет силовую нагрузку, направленную на скат альвеолярных отростков. Оклюзионные накладки служат, как для разобщения прикуса и устранения привычной окклюзии, так и для усиления жесткости конструкции при передаче давления силового модуля. Щечные щиты устраняют давление мышц на альвеолярные отростки.

Результаты исследования и их обсуждение

Разработанный ортодонтический аппарат для расширения верхней челюсти развивает усилия, приводящие к перемещению зубов и сегментов за счет активации силового модуля [1] и небных дуг [2 и 3] (рис. 1). Перемещающая сила возникает за счет упругости проволоки, из которой изготовлены силовые элементы аппарата. Задача биомеханики корпусного перемещения зубов состояла в определении отношения величин (линейной и угловой) активаций упругих элементов конструкции. Для ее решения составлена расчетная модель механических и биомеханических воздействий на боковые зубы (рис. 2). Численный расчет сил и моментов сил для расположенных элементов аппарата проводили в двух координатных плоскостях. Для полной характеристики пространственного положения в виде геометрических параметров проводили в основной системе отсчета O_{xyz} . Анализ проводится для отдельных элементов аппарата: силового модуля и боковых сегментов, двух небных дуг, для которых составляются уравнения упругостатического взаимодействия, содержащие биомеханические реакции со стороны зубов.

Расчет корпусного перемещения боковых зубов вычислялся по формуле:

$$F_{C_i}^y = f R_i^y, \quad (1)$$

где $i = 4, V, 6$.

Верхний индекс указывает на трансверсальное направление сил, которые обусловлены деформацией изгиба силовых модуля на некоторый угол α .

$$\alpha = \frac{F_{C_i}^y \cdot b_i}{K^\alpha} \quad (2)$$

где K^α – угловой коэффициент жесткости при изгибе; b_i – расстояние между точками B_1 и C_1 силового модуля.

Коэффициент K^α зависит от геометрии и механических свойств силового модуля.

Вычисление сил $F_{C_i}^y$ по формуле (1) производили после определения сил реакции R_i^y по формулам:

$$R_4^y = 1/4 \left[\frac{F_{13}^y + F_{23}^y}{1 + f} \right] + 2\kappa^y \cdot \sin \gamma/2 \cdot \cos \gamma(l_1 + 2l), \quad (3)$$

$$R_5^y = R_4^y - 2\kappa^y \cdot l_1 \cdot \sin \gamma/2 \cdot \cos \gamma, \quad (4)$$

$$R_6^y = 2R_4^y - 4\kappa^y \cdot l \cdot \sin \gamma/2 \cdot \cos \gamma, \quad (5)$$

где κ^y – коэффициент жесткости лунок боковых зубов; γ – малый угол поворота сегмента; l и l_1 – расстояния между сечениями.

Диапазон величин механических воздействий выбран из условий ограничения реакций. Полученные результаты численных расчетов силовых факторов, действующих на боковые зубы при активации пружин силового модуля, показывают, что значения моментов сил меньше величин сил давления. Этот момент зависит от геометрии и ширины силового модуля и может быть обеспечен при проектировании аппарата, а варьирование величин сил обеспечивается за счет упругих слагаемых посредством его активации. Математические расчеты показали, что максимально допустимое расстояние между изгибами пружин силового модуля и альвеолярными отростками не должно превышать 24 мм в области 4 и V зубов и 30 мм 6 зубов (рис. 3).

Величины реакций вычисляли при $l = 15$ мм, $l_1 = 7$ мм, $\alpha_1 = 5$, $\alpha_2 = -5$, $\kappa = 10^4$ Г/мм в зависимости от угла поворота γ . В исследовании изучали силы $F_1 = 220$ Н как среднее значение и $F_2 = 600$ Н как максимальное. Величины реакций R_i ($i = 1, 2, 3$) в зависимости от угла поворота приведены на рис. 4.

Рассматриваем планирование перемещений отдельных зубов в трансверсальной плоскости при воздействии двух небных дуг и силового модуля (рис. 5). Для определения усилий, развиваемых ортодонтическим аппаратом в трансверсальном направлении, а также моментов сил, возникающих относительно этих направлений, рассчитывали силы реакции R моменты сил, действующие относительно осей этой системы. Здесь: 1 и 2 – дуги, 3 – каркас; 4, V и 6 – номера боковых зубов; O_1 и O_2 – точки крепления; X_1 и X_2 – координаты точек крепления; F_1 и F_2 – силы; M_1 и M_2 – моменты сил упругого воздействия; R_1 , R_2 и R_3 – силы биомеханического противодействия; γ , δ_1 , δ_2 , и δ_3 – планируемые малые перемещения.

Уравнения статики для расширения зубного ряда:

$$\sum F_y = 0, \sum M_0(F_i) = 0, R_{1y} + R_{2y} + R_{3y} = F_{1y} + F_{2y} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} -R_{1y} + R_{2y}(l_1 - X_1) + R_{3y}(l - X_1) = \\ -M_1 - M_2 - F_{2x} \cdot a - F_{2y}(X_1 - X_2) \end{aligned} \quad (9)$$

при: $R_{1y} > 0$, $R_{2y} > 0$ и $R_{3y} > 0$.

Важным аспектом воздействия системы являются расположение и форма зоны распределения давления. Если напряжение концентрируется в одной зоне, происходит неравномерное распределение нагрузки. В таком случае основная часть давления приходится на верхнюю часть зуба, что формирует неблагоприятный осевой наклон зуба. Также следует отметить, что действие даже незначительных моментов сил на зубы со стороны силового модуля и небных дуг ортодонтического аппарата из-за малой жесткости периодонта может

Таблица

№ дуги	Угол изгиба дуги к оси ОХ, мм	Длина дуги, мм	Максимальные перемещения, мм
2	30	10	4, 2
3	40	16	2, 1; 3, 5

привести к появлению довольно высоких углов поворота зуба относительно первоначального положения.

Теоретический расчет перемещения боковых зубов в трансверсальном направлении при воздействии двух небных дуг в области 4 и V, 6-го зубов (рис. 5) проводился по формуле:

$$X_1 = 1/4 \left(1 + \frac{F_2^y}{F_1^y} \right) (l_1 + 2l) + \frac{M_1 + M_2}{F_1^y} + \frac{F_2^x}{F_1^y} a \frac{F_2^y}{F_1^y} \cdot X_2 \quad (6)$$

$$X_2 = 1/4 \left(1 + \frac{F_2^y}{F_1^y} \right) (l_1 + 2l) + \frac{F_2^x}{F_1^y} a \frac{F_2^y}{F_1^y} \cdot X_2 \quad (7)$$

при $M_1 = M_2 = 0$.

Значения углов изгиба и длин дуг задаются в соответствии с индивидуальными параметрами верхней челюсти пациента, полученных по результатам клинических обследований. Величина перемещений каждой из пружин ортодонтического аппарата относительно точки О составила 0,1 мм. Точки закрепления пружин в укороченном небном базисе совпадают с точками пересечения осей координат локальных систем отсчета. Дуга № 2 перемещает 6-й зуб, дуга № 3 – 4-й и V соответственно. Пример результатов расчета с определенными параметрами угла изгиба и длины дуг и перемещения зубов [4, 5, 6] приведен в таблице.

Влияние геометрических параметров. Геометрические параметры аппарата определяли из уравнений моментов, где: F и M – сила и момент; R_1 , R_2 и R_3 – силы реакции зубов; l_2 и α_2 – геометрические параметры дуг; X_2 и X_3 варьируемый геометрический параметр, координата точек крепления дуг; δ_1 , δ_2 , и δ_3 – малые перемещения зубов; γ_2 – угол поворота сегмента; κ^y – трансверсальная жесткость периодонта.

$$X_2 = \frac{1}{R_6^y} (M_{12} + R_6^y \cdot l_2) \quad (10)$$

$$X_3 = \frac{1}{F_{13}^y - R_4^y - R_5^y} (M_{23} + M_{13} + F_{13}^y \cdot X_4) \quad (11)$$

Расчеты также определяют координаты точек крепления пружин силового модуля и небных дуг в укороченном небном базисе в зависимости от планируемого трансверсального перемещения зубов и сегментов.

Таким образом, биометрические характеристики позволяют в необходимом объеме оценить направление перемещения, силу давления и нагрузку на зуб, кости альвеолы и десны с надкостницей, связочного аппарата периодонта при моделировании ортодонтической конструкции с целью ее последующего изготовления.

Выводы

На основании проведенного исследования была установлена перспективность применения предварительного теоретического планирования и расчета параметров конструкции разработанного ортодонтического аппарата с учетом индивидуальных особенностей клинической патологии. Теоретический математический расчет конструкции можно успешно использовать на стадии планирования ортодонтического лечения с внесением в модель всех возникающих изменений у каждого конкретного пациента. При биомеханическом моделировании разработанной нами ортодонтической конструкции была оптимально распределена нагрузка между существующими элементами

достаточная для качественного перемещения зубов и сегментов, а также определена величина предельно допустимой физиологической нагрузки на ткани пародонта, что позволило спрогнозировать успешное функционирование всей системы и избежать осложнений.

Таким образом, данное исследование математического проектирования конструкции дает возможность создать

компьютерную модель для разработки точного ортодонтического аппарата для расширения верхней челюсти в трансверзальной плоскости и в дальнейшем разработать методику автоматизированного моделирования конструкций ортодонтических аппаратов при деформациях челюстно-лицевой области, обусловленных расщелинами губы, неба и альвеолярного отростка с применением CAD/CAM-систем.

ЛИТЕРАТУРА

1. Хорошилкина Ф.Я., Малыгин Ю.М. Основы конструирования и технология изготовления ортодонтических аппаратов // Вестник стоматологии. – М.: Медицина, 1977. – 467 с.
2. Хорошилкина Ф.Я., Персин Л.С. Ортодонтия: лечение зубочелюстных аномалий современными ортодонтическими аппаратами. Клинические и технические этапы их изготовления. – Т. 2. – М.: ООО «Ортодент-инфо», 1999. – 270 с.
3. О роли и современных возможностях биомеханического анализа в стоматологии / Чуйко А.Н., Бережная Е.О., Бочарова Э.В., Бахуринский Н.Ю. // Вісник стоматології. – 2001. – № 3. – С. 43–149.
4. Маляян П.Д. Разработка каркасно-пружинных конструкций ортодонтических аппаратов и анализ эффективности лечения ими зубочелюстных аномалий / П.Д. Маляян // Монография. – Ереван, 1998. – С. 73–76.
5. Наумович С.А. Биомеханика расширения верхней челюсти при врожденном ее несращении / С.А. Наумович, А.Н. Доста, Ф.Г. Дрик // Современная стоматология. – 2003. – № 1. – С. 48–51.
6. Наумович С.А., Крушевский А.Е. Биомеханика системы зуб-пародонт. Мн. «Экономические технологии». – 2000. – 132 с.
7. Шварц А.Д. Биомеханика и окклюзия. – М.: Медицина, 1993. – 208 с.
8. Шварц А.Д. Окклюзия и жевательная нагрузка (клиническая биомеханика) // Новое в стоматологии. – 2002. – № 7. – С. 87–106.
9. Гашимов Р.Г. Биомеханика ортодонтического перемещения зубов. Руководство по ортодонтии / Ф.Я. Хорошилкина, Ю.М. Малыгин. – М.: Медицина, 1982. – С. 165–170.
10. Бранков Г.Я. Основы биомеханики / Пер. с болг. – М.: Мир, 1981. – 254 с.
11. Машенко, И.С. Биомеханическое моделирование несущей способности зуба при изменениях в тканях пародонта / И.С. Машенко, О.В. Громов, А.Н. Чуйко // Современная стоматология, № 1. – 2003. – С. 47–50.
12. Хорошилкина Ф.Я. Ортодонтическое и ортопедическое лечение аномалий прикуса, обусловленных врожденным несращением в челюстно-лицевой области / Ф.Я. Хорошилкина, Г.Н. Гранчук, И.И. Постолаки. – Кишинев: Штиинца, 1989. – 144 с.
13. Ортодонтия: Учебное пособие для студентов стоматологического факультета, врачей-интернов / В.И. Куцевляк, А.В. Самсонов, С.А. Складар, С.В. Алтунина, Ю.В. Ткаченко, С.Л. Старикова // Харьков: ХГМУ, 2005. – С. 154–175.
14. Bacetti T., Franchi L., Cameron C.G., McNamara J.A. Treatment timing for rapid maxillary expansion // Angle Orthod. -2001.-Vol. 71.-P.343-350.
15. Barbieri A.E. Comment on biomechanics of the three-piece base arch appliance // Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. – 1995. – Vol. 108. – P. 16–18.
16. Mandel U., Dalgard P., Viidik A. A biomechanical study of the human periodontal ligament // J. Biomechanics. – 1986. 18:8. – P. 637–645.

Аналіз теоретичного біомеханічного моделювання розробленого ортодонтичного апарата за допомогою фізико-математичного розрахунку

В.М. Халецька, І.В. Ковач, О.Р. Гаспарян

Мета: підвищення ефективності ортодонтичного лікування пацієнтів з повною розщипиною піднебіння шляхом створення оптимальної конструкції апарата для розширення верхньої щелепи у трансверзальній площині за рахунок вивчення його біомеханічних критеріїв за допомогою фізико-математичного розрахунку.

Пацієнти та методи. Методом теоретичного фізико-математичного розрахунку й аналізу зроблено біомеханічне моделювання (проекткування) розробленого ортодонтичного апарата для розширення верхньої зубної дуги в дітей з повною розщипиною піднебіння.

Результати. У результаті теоретичного розрахунку нової конструкції встановлено, що сила тиску, що створюється силовим модулем і дугами з піднебінного боку на ті, що підлягають тканині, не концентрується в одній точці й чинить рівномірний і фізіологічний тиск як на коронкову, так і кореневу частини переміщуваних зубів, а також ні сегменти і скат альвеолярного відростка.

Висновки. При математичному моделюванні розробленого апарата для розширення верхньої щелепи оптимально розподілине навантаження між існуючими елементами й визначити величину гранично припустимого фізіологічного навантаження на тканині пародонту, що дозволяє спрогнозувати успішне функціонування всієї системи й уникнути ускладнень.

Ключові слова: фізико-математичний розрахунок, конструювання апарата, біомеханічне моделювання (проекткування), сила, момент сил, тиск, переміщення.

Analysis of the theoretical biomechanical modeling developed by the orthodontic appliance using a physical-mathematical calculation

V. Khaletskaya, I. Kovacs, O. Gasparyan

Objective. Improving the efficiency of orthodontic treatment of patients with a complete cleft palate by creating the optimal device design to expand the upper jaw in the transversal plane through the study of its biomechanical criteria using physical and mathematical calculation.

Materials and methods. The method of theoretical physics and mathematical calculation and analysis of biomechanical modeling (design) the designed orthodontic appliance to expand the upper dental arch in children with complete cleft palate.

Results. As a result of theoretical calculation of new designs is established that the pressure created by the power module and the arcs with the side of the palate to the underlying tissues, is not concentrated in one point and providing a uniform and physiological pressure on the crown and the root part floating teeth and the segments and the slope of the alveolar process.

Conclusions. In the simulation of orthodontic design must be optimized to distribute the load between the existing elements and to determine the magnitude of the maximum permissible physiological stress on periodontal tissues, allowing us to predict successful functioning of the whole system and to avoid complications.

Key words: physico-mathematical calculations, and biomechanical modeling (projection), force, torque, pressure, displacement.

Халецька Вікторія Николаевна – ассистент кафедры детской стоматологии

ГУ «Днепропетровская медицинская академия МЗ Украины».

Адрес: 49086, г. Днепропетровск, ул. Дарницкая, 21, кв 73. Тел.: (067) 986-01-14. E-mail: duz100@rambler.ru

Ковач Илона Васильевна – д-р мед. наук, профессор,

зав. кафедрой детской стоматологии ГУ «Днепропетровская медицинская академия МЗ Украины».

Адрес: 49000, г. Днепропетровск, ул. Кожеляки, 7, кв. 13. Тел.: (050) 342-77-22, (097) 437-84-55. E-mail: kovach73@list.ru.

О.Р. Гаспарян – ЕГМУ имени М. Гераци, г. Ереван, Армения.