

## Новый биокompозитный материал "ПолиГАП", используемый для устранения дефектов нижней челюсти у детей

*О. З. Топольницкий, С. А. Ульянов, С. В. Дьякова, В. В. Рогинский, А. И. Воложин, Я. В. Шорстов, В. К. Попов, А. П. Краснов, А. Л. Иванов*

Московский государственный медицинский стоматологический университет, Московский центр детской челюстно-лицевой хирургии, Институт элементо-органических соединений, Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН

Выбор пластического материала для реконструкции костей лицевого скелета служит одной из актуальных проблем детской челюстно-лицевой хирургии. В последние годы предложены различные виды трансплантатов: аллотрансплантаты, консервированные различными методами, аутоотрансплантаты, в том числе с использованием микрососудистых технологий, синтетические материалы — титан, медицинское стекло, керамика.

До недавнего времени основным материалом для устранения дефектов нижней челюсти служили аллогенные ткани, подвергающиеся различным видам стерилизации и консервации. Высокая частота осложнений (44,2 %) при отсроченной и повторной костной пластике аллогенными тканями (Дьякова, 1999) выдвигает проблему получения "идеального" дополнительного пластического материала. Применение аллокости также ограничено возрастом пациента, трудностями получения ортотопического материала, стерилизации, консервации и хранения. Получение ортотопической (органоидентичной модели) костной ткани до сегодняшнего дня остается целью многих специалистов, работающих в этой области.

За последние годы за рубежом и в нашей стране особое значение придается разработке, изучению и применению искусственных заменителей костной ткани (титан, синтетические материалы). Внимание специалистов привлекают синтетические композиционные материалы. Разработанные композиции из полиуретана, полиэтилена и других нерезорбируемых материалов имеют значительные недостатки, во-первых, из-за их низкой механической прочности, уступающей костной ткани, во-вторых, из-за слабой остеинтегративной активности (Bonfield et al., 1981; Deb et al., 1996; Diskensvenz et al., 1994; Liu et al., 1997). При отсутствии или слабой остеинтеграции формируется фиброзная капсула с высоким риском развития хронического

воспаления и реакции отторжения. По существу, ни один из известных композиционных материалов, содержащих только полимеры, не обладает необходимыми для их имплантации свойствами, требуемой прочностью и остеинтегративностью. Поэтому перед нами стояла задача: разработать биокompозитный материал с необходимыми свойствами, испытать его в лабораторных и экспериментальных условиях с последующим внедрением в клиническую практику.

Выбор остановился на промышленно выпускаемом полимере — полиметилметакрилате как наиболее широко используемым в нашей стране и разрешенным к применению в клинической практике. К тому же по механическим свойствам он приближается по ряду параметров к костной ткани. С целью улучшения механических и остеинтегративных характеристик в композит были введены кристаллы гидроксиапатита, синтезированного и выпускаемого фирмой "Полистом" (Россия). Гидроксиапатит, будучи аналогом кристаллов костной ткани, способствует остеинтеграции биокompозита с воспринимающим костным ложем, в результате чего инициируется формирование минерализованной ткани.

Композиция полиметилметакрилата (ПММА) с гидроксиапатитом (ГАП) может не только обеспечить оптимальные условия для остеинтеграции, но и изменить механические свойства композита. В задачи наших исследований входило изучение оптимального соотношения ПММА и ГАП, при котором хорошие остеинтегративные свойства должны были сочетаться с необходимыми характеристиками композита.

Совместно с сотрудниками Института элементо-органических соединений и Института проблем лазерных и информационных технологий РАН разработана и апробирована ортотопическая модель на основе биокompозитного материала ПММА и ГАП.

Работа проведена в 2 этапа:

1-й этап — лабораторно-экспериментальный;

2-й этап — клинический.

**Материалы и методы лабораторного и экспериментального исследования.** Составной частью биокомпозита служил полимер — этакрил (АКР-15) — мелкодисперсный порошок тройного сополимера метилового (89 %) и этилового (8 %) эфиров метакриловой кислоты, а также метилового эфира акриловой кислоты (2 %). Гидроксипатит представлял собой синтетический порошок  $(\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2)$ . Массовая доля микрочастиц ГАП при наполнении полимерной основы составляла 30 и 50 %.

Изготовление образцов композиции на основе ПММА проводили путем литьевого прессования на полуавтоматическом прессе П-10 при температуре 180—190 °С.

С учетом массовой доли ГАП в композите, особенностей процесса синтеза и последующей обработки образцы были разделены на 3 серии: этакрил (исходный); этакрил (70 %) + ГАП (30 %); этакрил (50 %) + ГАП (50 %).

Образцы испытывали в воздушно-сухом состоянии и после хранения их в изотоническом растворе NaCl в течение 1 и 4 нед. Для анализа использовали метод гравиметрии, неразрушающие и разрушающие механические испытания на сжатие с последующим фрактографическим изучением фрагментов разрушенных образцов.

Методом сканирующей электронной микроскопии изучали поверхности сколов исходных образцов, расщепленных при температуре жидкого азота (—196 °С), а также образцов, подвергнутых механическим испытаниям на сжатие до полного разрушения. Полученные после раскалывания и механических испытаний образцы приклеивали токопроводящим клеем на столики и напыляли медью в напылителе Balzers SCD 040 (Лихтенштейн) в атмосфере аргона. Исследования всех образцов проводили на микроскопе Philips SEM-515 (Голландия).

**Результаты исследования.** Проведенные исследования показали, что физические свойства образцов этакрила существенно зависят от композиционного состава, предварительной обработки и исходного состояния материала.

Чистый этакрил характеризуется плотностью ( $\rho \approx 1,16 \text{ г/см}^3$ ), не превышающей аналогичный параметр костной ткани более чем на 60 % ( $\rho \approx 1,85\text{—}2,00 \text{ г/см}^3$ ). Хранение образцов в течение 4 нед в изотоническом растворе NaCl не вызывало существенных изменений их плотности.

Изменение композиционного состава на основе этакрила посредством введения 30 и 50 % ГАП сопровождалось увеличением плотности образцов соответственно на 23 и 32 %. Последующее воздействие на такие образцы изотоническим раствором не вызывало существенного изменения их плотности.

Величина микротвердости чистого этакрила составила в среднем 230 МПа, что соответствовало 62—65 % от твердости зрелой костной ткани человека в возрасте 19—44 лет (Матвейчук, 1998). Изменение композиционного состава образцов не приводило к существенным отклонениям этого параметра. Однако при воздействии изотонического раствора NaCl отмечено достоверное снижение значения микротвердости как при 30, так и при 50 % введении ГАП.

Анализ деформационных зависимостей, полученных в результате проведения механических испытаний на сжатие образцов этакрила, выявил их сходство с аналогичными кривыми, установленными для влажной костной ткани. Однако предельные уровни напряжений и деформаций образцов этакрила и костной ткани имели характерные отличия.

Так, максимальные значения прочности образцов компактного вещества кости при сжатии их в произвольном направлении (вдоль преимущественной ориентации остеонов) составляли 155—180 Мпа, в зависимости от возрастных особенностей материала (Матвейчук, 1998), максимальная деформация при этом могла достигать 1,5 — 2,5 %. Значения напряжения при сжатии образцов радиальной и тангенциальной ориентации составляли лишь 80 % от аналогичных параметров продольных образцов, а деформация увеличивалась при этом до 3,5—5 %.

Снижение прочности имело место и в случае введения в состав этакрила различного количества ГАП, причем уменьшение прочности прогрессировало с увеличением количества вводимой добавки. Так, при соотношении массовых долей этакрила и ГАП 1:1 прочность снижалась на 37 %.

Во всех сериях экспериментов отмечено снижение прочностных параметров образцов после 4-недельного пребывания их в изотоническом растворе NaCl. По-видимому, это обусловлено усилением структурной гетерогенности материала в результате проникновения раствора в объем образца и ослабления фазового взаимодействия этакрила и ГАП.

Выявлены различия и в значениях деформации образцов этакрила исследованных серий, по сравнению с костной тканью. Вместе с тем показано, что введение ГАП повышало жесткость образцов и тем самым снижало величину предельной деформации, которая существенно не изменялась при воздействии изотонического раствора. Это позволяет говорить о сходстве механических характеристик поведения материалов на основе этакрила как при их микродеформировании, так и в условиях макродеформирования (при проведении испытаний на сжатие).

Детальный фрактографический анализ фрагментов образцов этиакрила после их разрушения показал, что поверхность скола образцов чистого этиакрила (1 серия) образована расположенными в разных плоскостях и четко ограниченными трещинами и сравнительно крупными участками с гладким рельефом. При больших увеличениях прослеживается, что эти зоны сформированы ступенями различной ширины и высоты с характерным волнистым контуром, чередующимся со сравнительно гладкими очагами диаметром 10—30 мкм.

Поверхность скола образцов 2-й серии (30 % ГАП) выглядела сравнительно ровной и мелкозернистой, за счет многочисленных частиц ГАП, с гладкими участками, образованными этиакрилом. Зоны, содержащие ГАП, различались по размерам (5 — 200 мкм) и состояли в основном из округлых конгломератов размером 3—10 мкм, сформированных мелкими частицами диаметром 0,1—1 мкм.

Изучение рельефа поверхности скола образца после проведения испытаний на сжатие показало, что отдельные тяжи выступали над поверхностью скола и сужались в концевых отделах, что свидетельствовало об их вытяжении в ходе механических испытаний.

Рельеф поверхности в 3-й серии образцов (50 % ГАП) был ровный, мелкозернистый. На поверхности скола выявлялось небольшое количество отверстий, диаметр которых не превышал 100 мкм. На фоне мелкозернистой поверхности композита, образованной частицами ГАП, отчетливо выявлялись гладкие участки пластмассы размерами до 150—200 мкм, нередко связанные между собой тяжами различной ширины.

Рельеф поверхности скола, образованного при испытании образцов на сжатие, выглядел более грубым за счет углублений диаметром около 100 мкм и многочисленных трещин различной ширины. Отдельные тяжи пластмассы выступали над поверхностью скола, постепенно сужаясь в концевых отделах, что, вероятно, отражает их деформацию в момент действия разрушающей нагрузки.

Таким образом, модификация акриловой пластмассы путем введения в ее состав ГАП приводила к увеличению ее плотности, причем, длительное воздействие изотонического раствора NaCl не изменяло этого параметра и линейных размеров образцов, но несколько уменьшало величину их микротвердости. Введение ГАП в акриловую пластмассу повышало жесткость образцов и снижало величину предельной деформации.

Совершенствование технологий получения новых материалов позволит снизить структурную неоднородность при создании новых композиций, повысить прочность межфазовых взаимодействий, обеспечить необходимую для интеграции с костной тканью пористость.

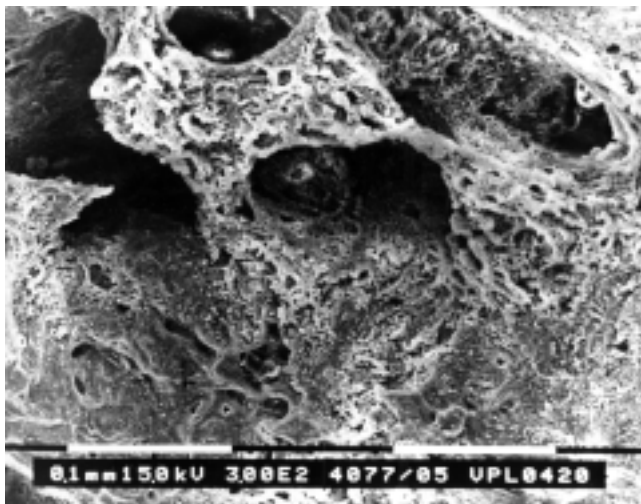


**Рис. 1.** Пространство (↑), отделяющее имплантат из ПММА от структур костного ложа. 20-е сутки эксперимента. Имплантат без ГАП. СЭМ, ув. 263.

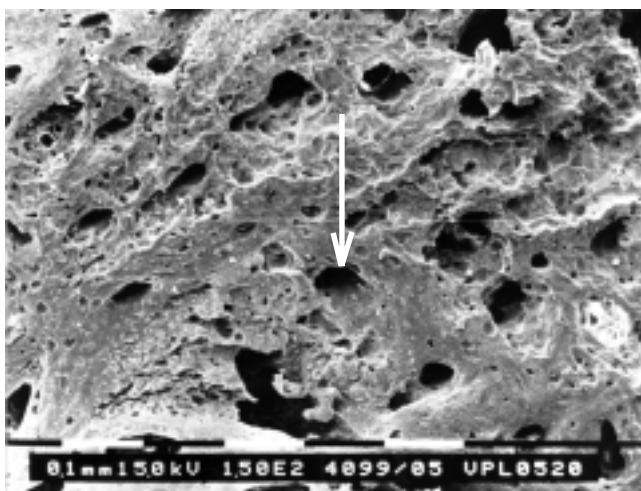
Полученные результаты свидетельствуют о возможности создания новых синтетических материалов, которые могут использоваться при реконструктивно-восстановительных операциях на костях скелета, обеспечивая при этом адекватные физико-механические свойства имплантата.

На втором этапе экспериментального исследования изучали остеоинтегративные свойства имплантатов на лабораторных животных. Крысам испытуемый материал имплантировали в отверстие, сделанное в дистальном эпифизе бедренной кости, кроликам — в области угла нижней челюсти в искусственно созданный дефект. Срок экспериментального наблюдения составлял от 20 до 40 дней у крыс и до 6 мес у кроликов, после чего животных выводили из эксперимента и готовили препараты. При помощи электронной сканирующей и световой микроскопии изучали как реакцию окружающей имплантат костной ткани, т.е. процесс регенерации и остеоинтеграции, так и поверхность имплантата в динамике его нахождения в ткани. После соответствующей обработки материал готовили для световой и сканирующей электронной микроскопии (СЭМ). Срезы для световой микроскопии окрашивали гематоксилин-эозином.

Исследования, проведенные методом СЭМ, показали, что на 20-е сутки опыта в участках кортикальной пластинки, непосредственно прилежащих к имплантату из ПММА без ГАП, определялись достаточно многочисленные сосудистые отверстия со стороны диафиза и лишь единичные со стороны эпифиза. Между поверхностью имплантатов и поверхностью костного ложа по всему контуру определялся промежуток, варьирующий по ширине в различных участках (**рис. 1**). Как со стороны диа-



**Рис. 2.** Формирующийся рельеф трабекул, не имеющих прямого контакта с имплантатом из ПММА без ГАП. 20-е сутки эксперимента. СЭМ, ув. 300.



**Рис. 3.** Участки интеграции ( $\uparrow$ ) костных структур с поверхностью имплантата из ПММА, содержащего 30 % ГАП. 20-е сутки эксперимента. СЭМ, ув. 150.

физа, так и эпифиза вдоль поверхности имплантата со стороны кортикальной пластинки происходил рост новообразованных костных структур, но их прямого контакта с поверхностью имплантата не возникало (**рис. 2**). В губчатой кости, окружающей имплантат, отмечались признаки усиления костеобразовательных процессов.

Имплантация 2-го образца (30 % ГАП) приводила через 20 сут к более значительной активации костеобразования со стороны как периоста, так и эндооста (**рис. 3**).

На сроке 40 сут после операции отмечали усиление костеобразовательных процессов на значительной площади вокруг имплантатов, содержащих ГАП, с отчетливыми признаками интеграции кости и имплантата. В то же время имплантат из ПММА без ГАП был отделен от

костных структур прослойкой соединительной ткани, т.е. интеграции трабекул кости с имплантатом не отмечено.

Приведенные данные свидетельствуют о том, что введение в состав ПММА кристаллов гидроксиапатита способствовало построению костной ткани. В результате экспериментальных исследований удалось подобрать состав биокompозитного материала и создать такой имплантат, который по механическим свойствам приближался к костной ткани, обладал биоинертными и остеointегративными качествами, низкой токсичностью, соответствовал форме замещаемого участка, подвергался корректировке и моделированию во время операции, хорошо стерилизовался.

На втором, клиническом этапе, разработаны ортотопические стандартные модели для

нижней челюсти, из которых хирурги без предварительной подготовки могут выбирать оптимальную по форме и размеру деталь с минимальной коррекцией во время хирургического вмешательства.

Из данного вида биокомпозитного материала можно изготовить индивидуальный имплантат для устранения дефекта на нижней челюсти пациента с учетом перспективы роста. Для этого необходимо комплексное обследование пациента, включающее:

- клиническое исследование;
- рентгенографическое исследование;
- расчет телерентгенограмм (ТРГ);
- изготовление гипсовых моделей челюстей, по которым определяются положение зубов, степень деформации и соотношения зубных рядов и челюстей;
- по отдельным показаниям — компьютерная томография и изготовление стереолитографических трехмерных моделей.

Расшифровка и анализ ТРГ головы в боковой проекции проводились по специальной программе на персональном компьютере. Получали компьютерную схему расположения параметров головы по данным ТРГ до операции. Линейные и угловые данные сравнивали с нормой.

Планирование операции и изготовление имплантата проводили по данным линейных и угловых параметров ТРГ с учетом скелетного возраста пациента. По рентгенограмме левой кисти судили о раннем, позднем или совпадающем развитии скелета в определенном возрасте. По таблице Бейля, Пиннея, Тэннера находили индивидуальный показатель роста для девочек и мальчиков в определенном периоде роста. По формуле, предложенной этими же авторами, рассчитывали окончательные предполагаемые размеры челюсти. Из воска, по данным ТРГ, моделировали ее восковую композицию. Модель гипсовали в разборной кювете с последующим выпариванием воска. Гидроксиапатит и порошок метилметакрилата тщательно перемешивали в определенных пропорциях и разводили полимером до стадии "тянущихся нитей", методом паковки и прессования кювету заполняли полимером. Дальнейшую полимеризацию проводили в водяной бане при температуре 100 °С в течение 60 мин. После естественного остывания открывали кювету и извлекали изделие. В лаборатории при помощи фрезы проводили механическую обработку изделия, удаляли остатки гипса и устраняли шероховатость. По всему периметру проводили перфорацию изделия бором диаметром 1,0—2,0 мм. После этого индивидуальный имплантат "ПолиГАП" кипятили и замачивали в растворе хлоргексидина или подвергали автоклавированию.

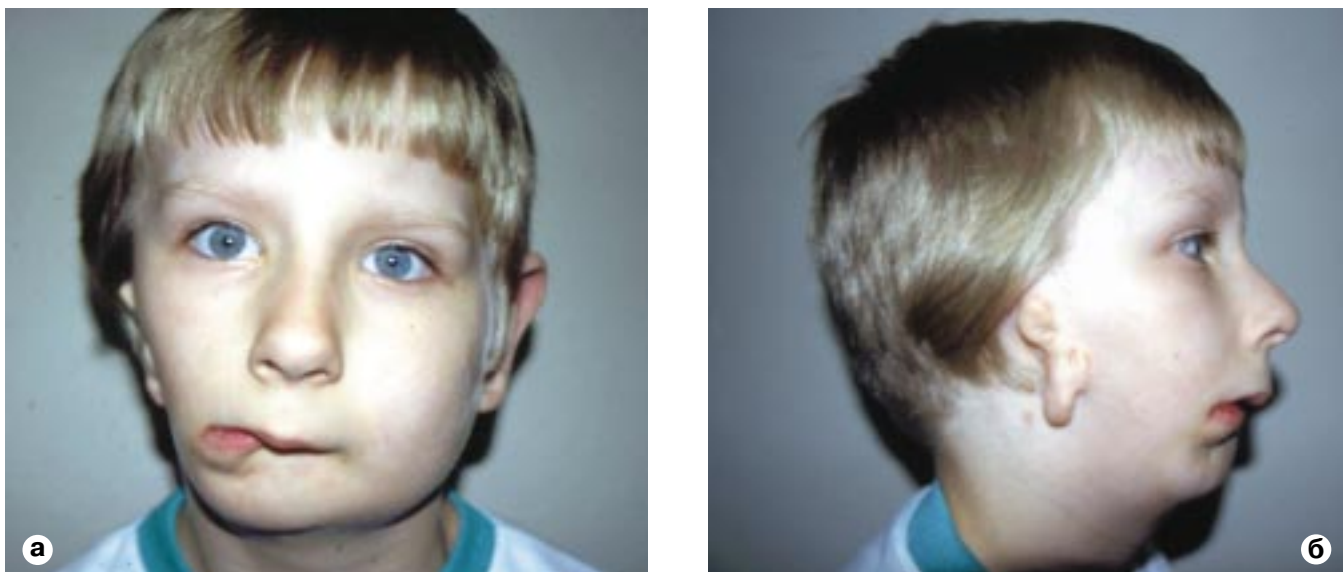
В настоящее время разработаны 5 стандартных фрагментов нижней челюсти — детской, взрослой мужской и взрослой женской. Из них можно будет подобрать необходимый имплантат для реконструкции нижней челюсти.

Реконструктивно-восстановительные операции с применением имплантатов из биокомпозитных материалов "ПолиГАП" проведены у 42 пациентов в возрасте от 2 до 18 лет. Использовано 59 имплантатов, из них: 31 — дистальные фрагменты нижней челюсти (суставная головка, ветвь, угол и часть тела), 13 — фрагменты подбородка, 6 — фрагменты тела нижней челюсти, 2 — скуловая кость, 5 — половина нижней челюсти, 2 — фрагменты покровных костей черепа.

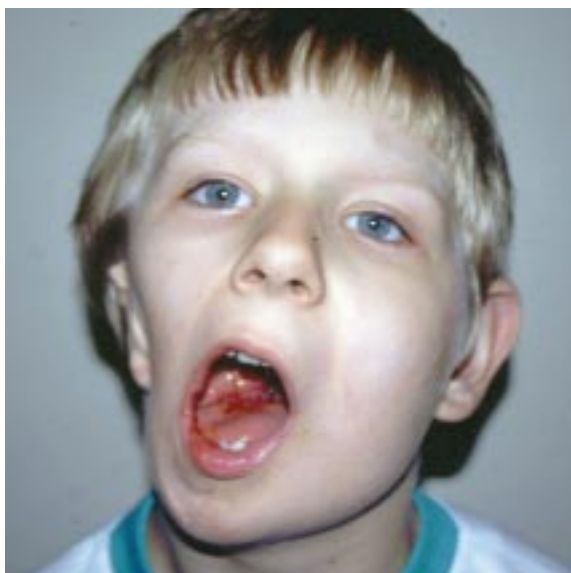
Фиксацию имплантата к материнской кости после обработки и приготовления воспринимающей площадки проводили при помощи титановых миниплат или саморезов. При этом отверстие для фиксации в биокомпозитном имплантате делали меньшего диаметра, чем саморез. Этим достигали плотного прижатия эндопротеза к донорскому ложу. Воспринимающее ложе формировали с частичной или полной декортикацией поверхности на участке 1—2 см.

У 4 пациентов (2 — синдром Гольденхара, 1 — опухоль нижней челюсти, 1 — дефект нижней челюсти после удаления злокачественной опухоли) для планирования и индивидуального изготовления имплантатов использовали стереолитографическую трехмерную модель. При помощи этой технологии удалось устранить дефекты нижней челюсти сначала в восковой композиции в реальном трехмерном пространстве, а затем изготовить по восковому шаблону индивидуальную модель из "ПолиГАП", что не потребовало значительной коррекции имплантата во время операции.

У одного пациента после операции произошло обнажение имплантата, что привело к необходимости его удаления при контурной пластике подбородка. Однако это осложнение мы рассматриваем не как реакцию на материал, а как погрешность в подборе размера и технике выполнения операции. В 2 случаях произошло обнажение имплантата вследствие избыточной гиперкоррекции, что обусловило напряжение тканей лица в зоне эндопротеза. В дальнейшем потребовалась их замена. Имело место также незначительное обнажение имплантата у больной, которой ранее проводилось облучение тканей после удаления злокачественной опухоли. Участок обнажения размером около 4 мм выявился на слизистой оболочке рта. Ткани полости рта оставались интактны, так как вмешательство проводилось снаружи. В настоящее время имеется тенденция к заживлению.



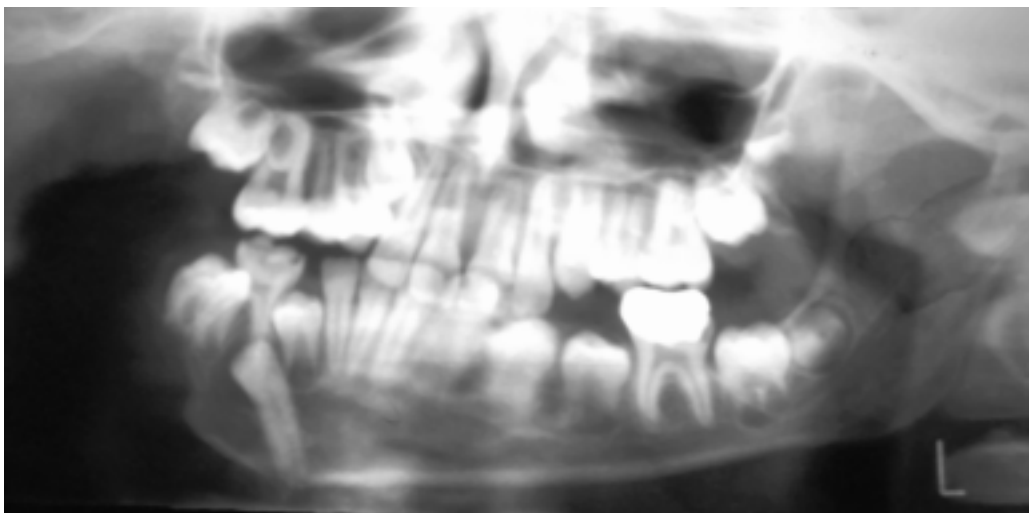
**Рис. 4.** Внешний вид б-ого А. 12 лет до операции: а — анфас; б — профиль.



**Рис. 5.** Смещение нижней челюсти в сторону дефекта при открывании рта.

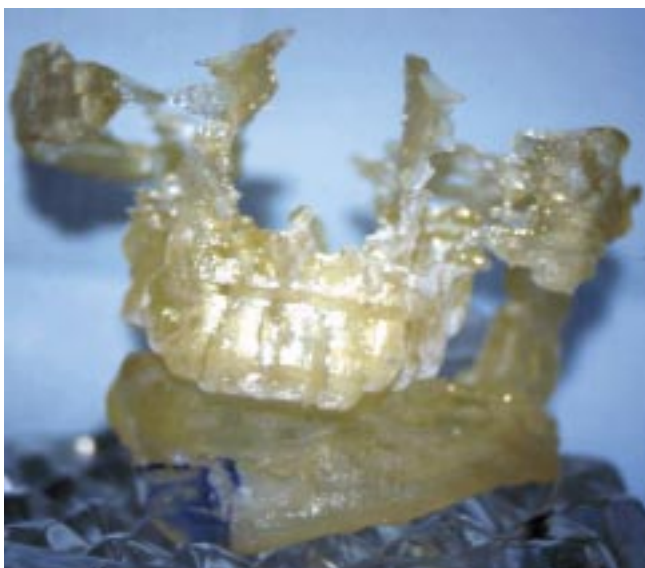
**Наблюдение:** в клинику МГМСУ поступил больной А. 12 лет с диагнозом "синдром Гольденхара".

При внешнем осмотре отмечались деформация нижнего отдела лица за счет аплазии скуловой кости и дефекта половины нижней челюсти, атрезия слухового прохода, недоразвитие ушной раковины. При осмотре полости рта косметический центр по средней линии подбородка смещен в сторону дефекта нижней челюсти на 2,3 см, по средней линии резцов — на 2,0 см, сагиттальная щель во фронтальном отделе составляла 2,5 см (рис. 4, 5). Смыкание зубов определялось только на молярах здоровой стороны. На ортопантограмме отмечался дефект нижней челюсти (рис. 6).



**Рис. 6.** Ортопантомограмма того же пациента. Дефект ветви, угла и тела нижней челюсти справа.

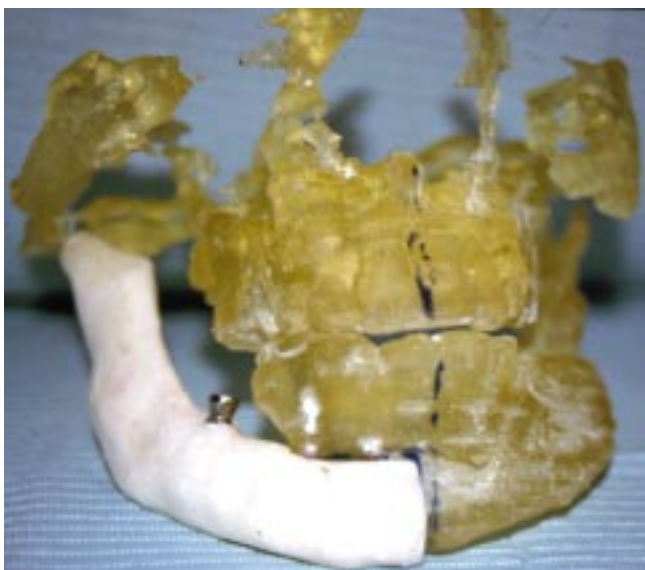




**Рис. 7.** Твердая стереолитографическая модель, на которой в трехмерном построении виден дефект ветви, угла и частично тела нижней челюсти справа.

В Московском центре детской челюстно-лицевой хирургии проведена компьютерная томография костей лицевого скелета, получен трехмерный образ на компьютере, на основе которого изготовлена твердая индивидуальная стереолитографическая модель челюстей данного пациента (рис. 7). На этой модели была проведена пробная реконструктивная операция с изготовлением имплантата в восковой композиции (рис. 8). В лабораторных условиях по восковой композиции изготовлен индивидуальный имплантат из биокомпозитного материала "ПолиГАП" (рис. 9).

**Ход операции:** под эндотрахеальным наркозом наружным доступом из поднижнечелюстной области сформировано воспринимающее мягкотканное ложе для трансплантата. Подготовлена воспринимающая площадка на культе фрагмента нижней челюсти. Эндопротез с минимальной коррекцией помещен в воспринимающее ложе и фиксирован при помощи титановых миниplates и винтов. Рана ушита наглухо. Заживление происходило первичным натяжением. Межчелюстная фиксация проводилась 30 дней.



**Рис. 9.** Индивидуальный имплантат из биокомпозитного материала "ПолиГАП".



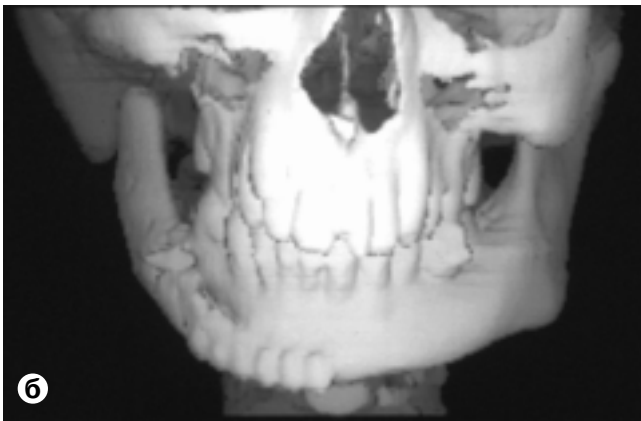
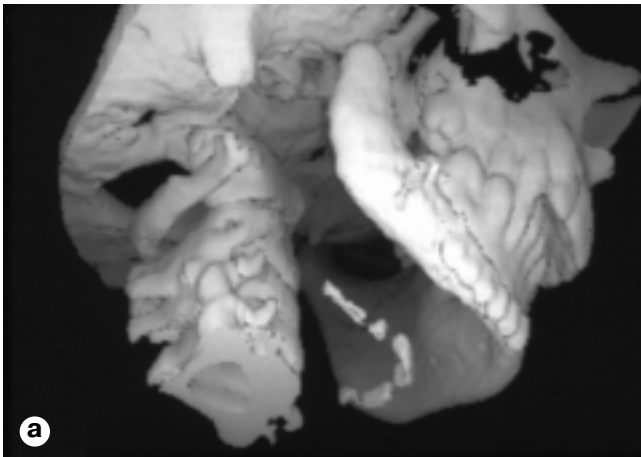
**Рис. 8.** Восковая модель имплантата, точно припасованная к материнской кости. Анатомическая целостность нижней челюсти восстановлена. В эндопротез вмонтирован титановый зубной имплантат для последующего протезирования.

люстной области сформировано воспринимающее мягкотканное ложе для трансплантата. Подготовлена воспринимающая площадка на культе фрагмента нижней челюсти. Эндопротез с минимальной коррекцией помещен в воспринимающее ложе и фиксирован при помощи титановых миниplates и винтов. Рана ушита наглухо. Заживление происходило первичным натяжением. Межчелюстная фиксация проводилась 30 дней.

**Результаты лечения:** открывание рта свободное без смещения в сторону дефекта, подбородок установлен в положении близком к центру, косметические линии верхних и нижних резцов совпадают (рис. 10).



**Рис. 10.** Внешний вид б-ого через 1 год после операции.



**Рис. 11.** Трехмерная компьютерная томограмма этого же б-ого через 1,5 года после операции: а — вид снизу; б — вид спереди.

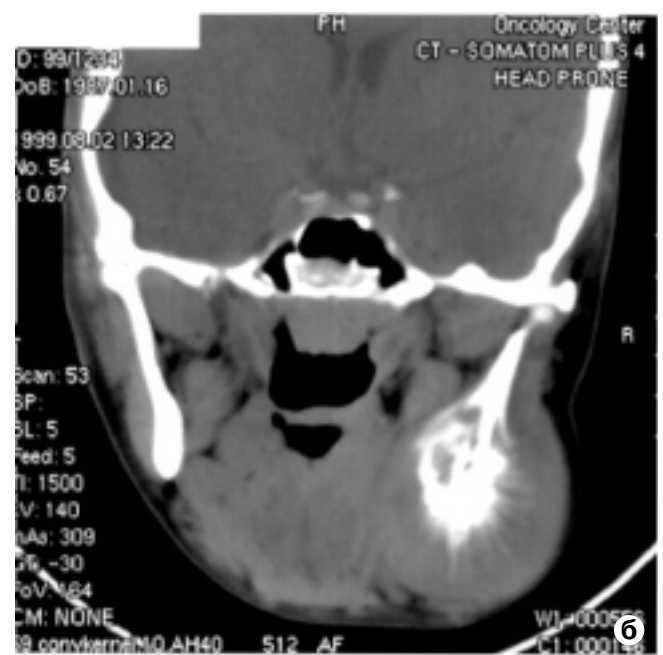
Сагиттальная щель во фронтальном отделе уменьшилась до 0,6 см. По линии смыкания зубов отмечен множественный контакт. Пациенту проводили ортодонтическое лечение. На трехмерной компьютерной томограмме (рис. 11) отмечались остеоинтеграция имплантата с материнским ложем, а также его правильное положение относительно костей лицевого скелета.

**Наблюдение:** больная С. 13 лет находилась в 1-м хирургическом отделении больницы св. Владимира с 17.05. по 26.06. 2000г. с диагнозом "злокачественная примитивная нейроэктодермальная опухоль нижней челюсти справа".

**An torbi:** опухоль замечена в мае 1999 г. Пациентка наблюдалась стоматологом по месту жительства до конца июля 1999 г. В связи с ростом опухоли и нарастанием симптомов общей интоксикации госпитализирована в республиканскую больницу г. Саранска, где была взята биопсия. Для уточнения диагноза направлена в НИИ ДО, там пересмотрены гистологические препараты, проведена пункция и повторная биопсия и диагноз "ПНЭТ" подтвержден (рис. 12, 13).

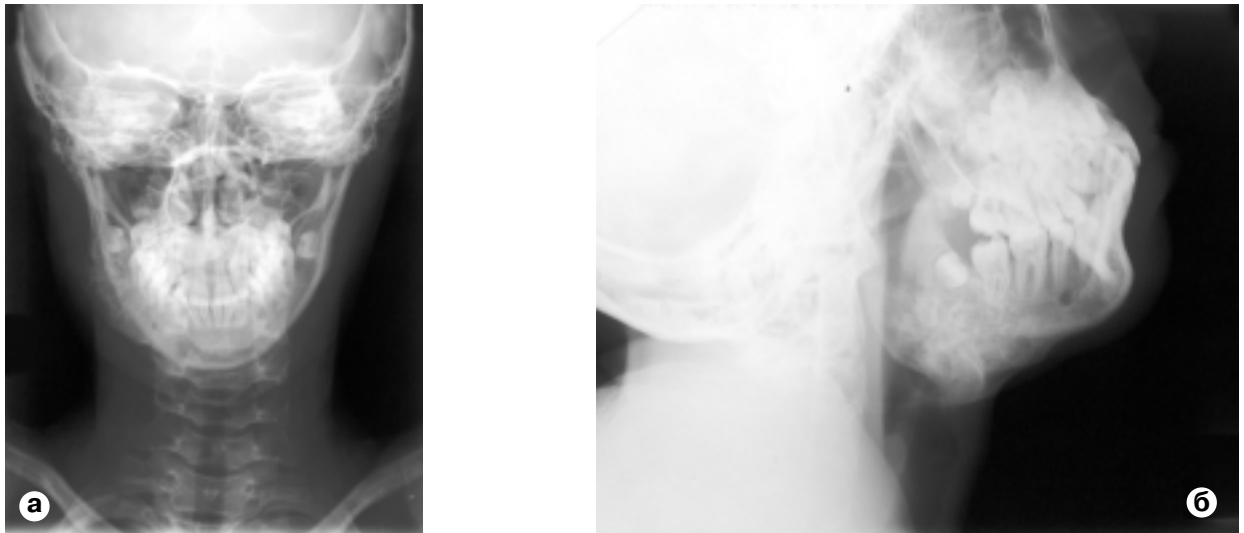
В НИИ ДО проведен первый курс полхимиотерапии, затем по месту жительства — еще 6 курсов ПХТ, опухоль уменьшилась в размерах и отграничилась (рис. 14).

При поступлении в центр пациентка жалоб не предъявляла. Асимметрия лица явилась следствием увеличения объема нижней челюсти справа. Челюсть деформирована за счет равномерного утолщения язычной, наружной и нижней поверхностей. Границы относительно четкие (рис. 15, 16). Откры-



**Рис. 12.** Томограммы б-ой С. 13 лет до полихимиотерапии: а — в аксиальной плоскости; б — во фронтальной плоскости.

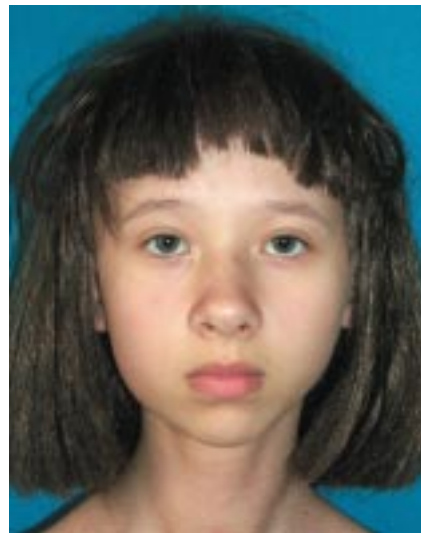




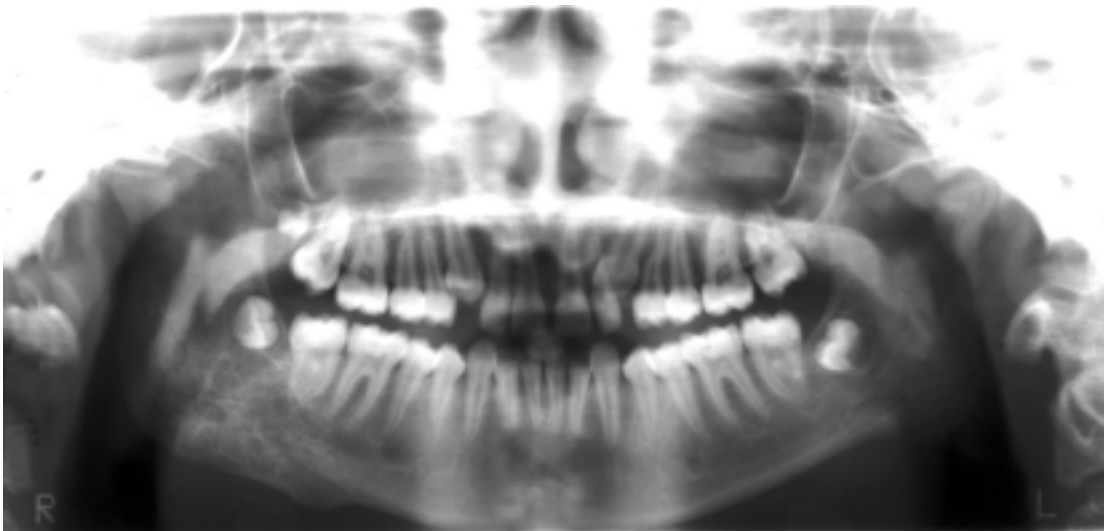
**Рис. 13.** Рентгенограммы нижней челюсти той же б-ой до полихимиотерапии в прямой (а) и боковой (б) проекциях. Периостальные разрастания с выраженной деструкцией. Смазанность контура кортикальной пластики.



**Рис. 14.** Рентгенограмма нижней челюсти той же б-ой в прямой проекции после 6 курсов полихимиотерапии.



**Рис. 16.** Внешний вид той же б-ой до операции.



**Рис. 15.** Ортопантограмма той же б-ой. Увеличение объема нижней челюсти справа, деструкция.

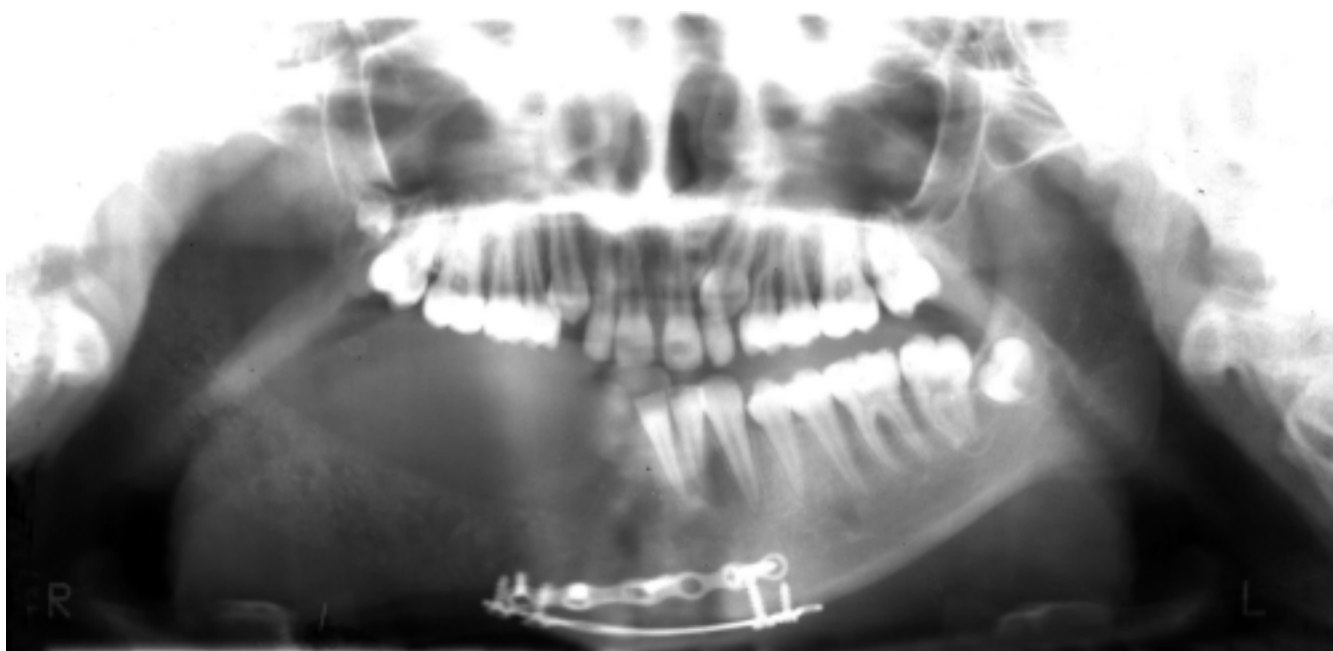


**Рис. 17.** Подготовлен индивидуальный эндопротез фрагмента нижней челюсти из биокompозитного материала "ПолиГАП".

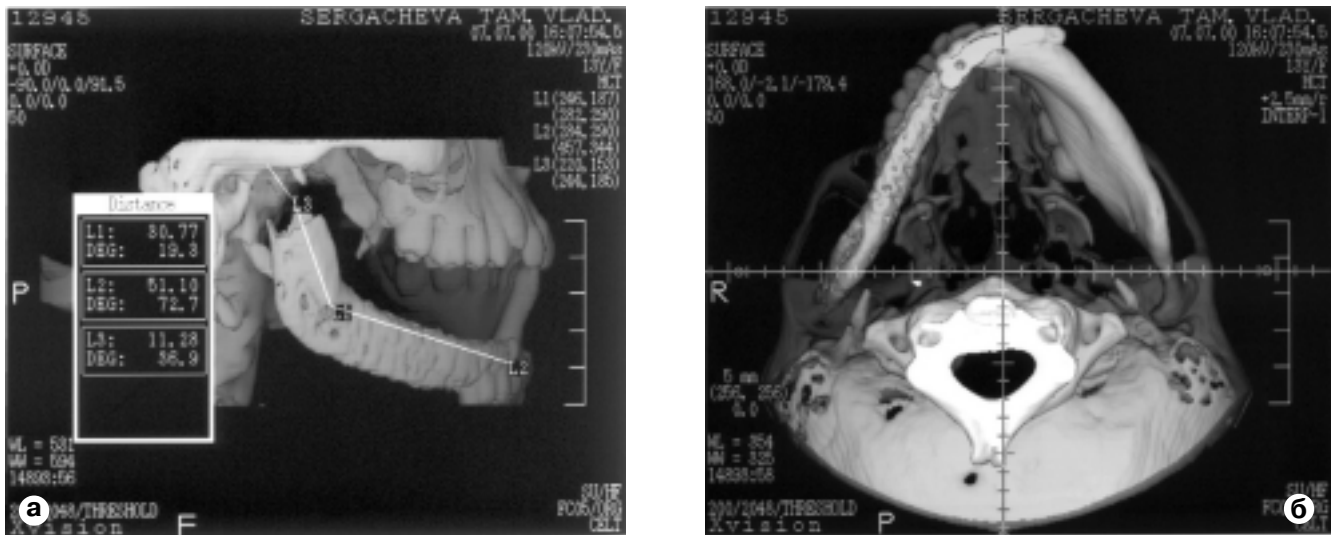
вание рта свободное. После обследования изготовлен трансплантат из "ПолиГАП" (рис. 17) и произведена операция.

**Ход операции:** половинная резекция нижней челюсти справа с экзартикуляцией и одномоментной пластикой подготовленным эндопротезом (рис. 18, 19). Межчелюстная фиксация производилась в течение 16 дней, затем шины были сняты. Заживление происходило первичным натяжением, швы на коже сняты на 9-е и 10-е сутки, на слизистой оболочке — на 14-е сутки.

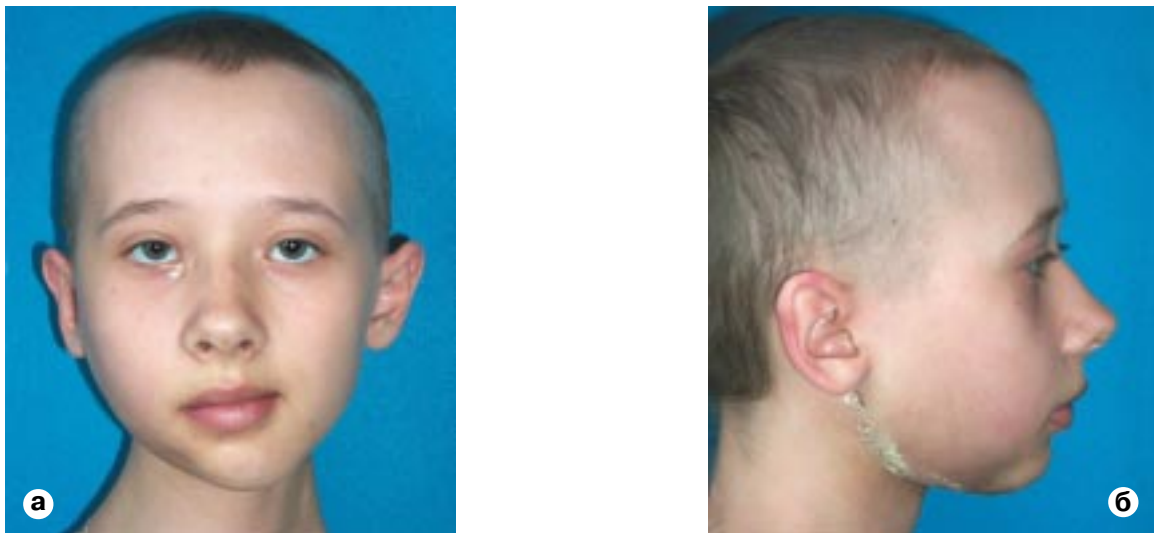
На 20-е сутки по ходу операционного рубца в правой поднижнечелюстной области сформировался абсцесс, который был вскрыт. После курса ровамицина воспалительные явления стихли, пациентка выписана в удовлетворительном состоянии (рис. 20). Осмотрена через 6 мес после операции. Жалоб нет. Функция нижней челюсти удовлетворительная. Пользуется съемным протезом на нижнюю челюсть, изготовленным через 3 мес после операции (рис. 21).



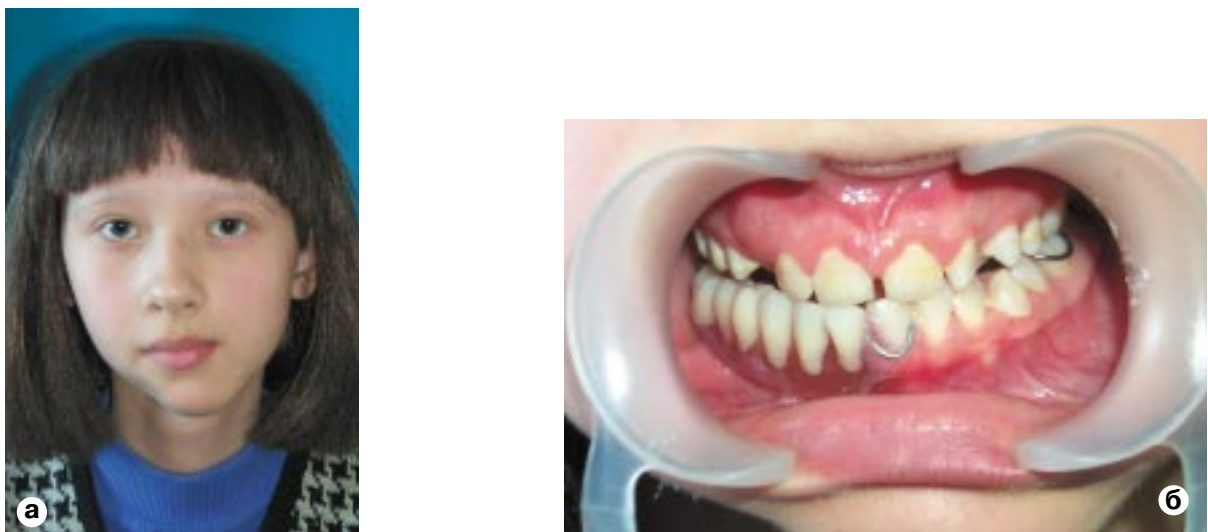
**Рис. 18.** Ортопантограмма той же б-ой после операции. Эндопротез фиксирован двумя миниплатами. Рентгеноконтрастность эндопротеза ниже костной ткани.



**Рис. 19.** Трехмерная компьютерная томограмма той же б-ой: а — вид справа; б — вид снизу. Головка эндопротеза выполнена из полностью рентгеноконтрастного вещества.



**Рис. 20.** Внешний вид той же б-ой через 3 нед после субтотальной блоковой резекции нижней челюсти: а — анфас; б — профиль.



**Рис. 21.** Внешний вид той же б-ой через 6 мес после операции: а — внешний вид с протезом в полости рта; б — вид зубного ряда с протезом.





**Рис. 22.** Внешний вид б-ого М. 14 лет до операции в профиль (а) и анфас (б).



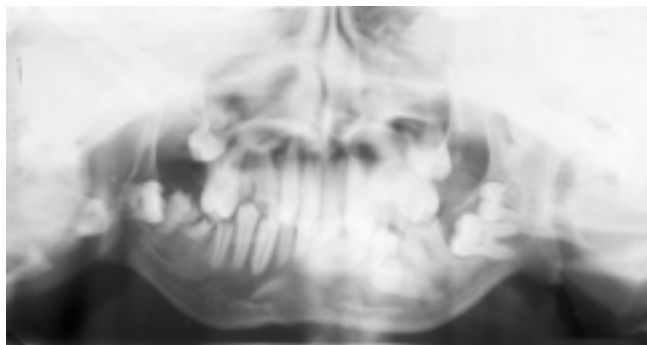
**Рис. 23.** Положение зубов во фронтальном отделе до операции. Сужение верхней челюсти, дистопия 11, 12, 21, 22, дистальное смещение нижней челюсти.

**Наблюдение:** больной М. 14 лет, поступил в клинику МГМСУ в 1999 г. с жалобами на неподвижность нижней челюсти, деформацию нижнего отдела лица, общее недомогание. Из анамнеза стало известно, что в роддоме ребенок перенес пупочный сепсис и гематогенный остеомиелит нижней челюсти. Через 6 мес родители заметили ограничение открывания рта, а также деформацию нижнего отдела лица. Ребенка длительное время обследовали и в возрасте 2 лет в клинике МОНКИ провели хирургическое лечение по поводу вторичного деформирующего остеоартроза височно-нижнечелюстного сустава с обеих сторон. После операции открывание рта отмечалось на 1,0 см. Через 1,5–2 года после проведенного хирургического лечения

подвижность нижней челюсти резко уменьшилась, появилась выраженная асимметрия нижнего отдела лица. В течение последующих 10 лет по разным причинам, в том числе и семейным обстоятельствам, лечение не проводилось.

Объективно у пациента отмечаются выраженная деформация нижнего отдела лица за счет недоразвития нижней челюсти, деформация зубных рядов на верхней и нижней челюсти, дистопия и ретенция 15, 16, 17, 45, 46, 47, 35, 36, 37, разрушена коронковая часть 16, 17, 35, 36, 45, 46 (рис. 22–23). Вертикальные и горизонтальные движения в области височно-нижнечелюстных суставов отсутствуют. Нижняя челюсть неподвижна. Подбородок скошен, уплощен, в области углов нижней челюсти пальпируются костные разрастания (экзостозы). Кожные покровы бледные, отмечается выраженное несоответствие массы тела и роста, грудная клетка втянута вследствие нарушения дыхания. На рентгенограммах отмечаются резкое недоразвитие и деформация нижней челюсти, укороченные ветви нижней челюсти. Справа виден послеоперационный дефект мышечного отростка, венечный отросток удлинен и расположен под скуловой костью. На этой же стороне ветвь нижней челюсти укорочена, в области вырезки нижней челюсти и мышечного отростка отмечаются костные разрастания, суставная щель не прослеживается (рис. 24).

Диагноз: "рецидив вторичного деформирующего остеоартроза, анкилоз височно-нижнечелюстного сустава справа". После обследования проведено хирургическое лечение.



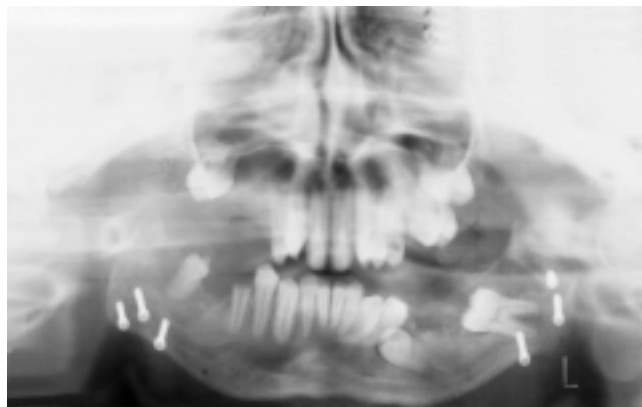
**Рис. 24.** Ортопантомограмма нижней челюсти того же б-ого до операции. Слева отмечаются костные разрастания в области верхних отделов ветви нижней челюсти. Суставная щель не прослеживается. В области угла — шпоровидные разрастания в виде "шпоры". Разрушены, ретенированы и дистопированы 15, 16, 17, 45, 46, 47, 35, 36, 37.

**Ход операции:** произведена остеотомия ветвей нижней челюсти с удалением избыточных костных разрастаний в области основания черепа и ветвей нижней челюсти, с одномоментным устранением дефектов и формированием неоартроза справа и слева эндопротезами из биокомпозитного материала "ПолиГАП" (рис. 25, 26). При этом удалены дистопированные и ретенированные 15, 16, 17, 36, 38, 46, 48. Межчелюстную фиксацию проводили в течение 30 дней.

**Результаты лечения:** открывание рта после снятия межчелюстной фиксации отмечалось на 3,5—4,0 см между центральными верхними и нижними зубами. Пациент выписался с удовлетворительными функциональными результатами. На протяжении 1,5 лет проводилось ортодонтическое лечение. Через 1,5 года проведена контурная пластика подбородка биокомпозитным материалом "ПолиГАП" (рис. 27). Пациент выписался на 13-е сутки после гениопластики с хорошим функционально-эстетическим результатом (рис. 28). Через 2 мес проведено компьютерное рентгенологическое исследование, которое свидетельствовало о правильном положе-



**Рис. 25.** Эндопротез ветвей нижней челюсти из биокомпозитного материала "ПолиГАП".



**Рис. 26.** Ортопантомограмма того же б-ого через 6 мес после реконструктивно-восстановительной операции. Элементы фиксации, винты и слабоконтрастные контуры эндопротезов.

нии имплантатов (рис. 29). Отмечалась остеоинтеграция между имплантатом и воспринимающим ложем пациента.

Анализ результатов хирургического и комплексного ортодонтического лечения пациентов с заболеваниями суставов позволяет сделать вывод, что в подростковом возрасте при лечении анкилозов можно применять эндопротезы из биокомпозитного материала.

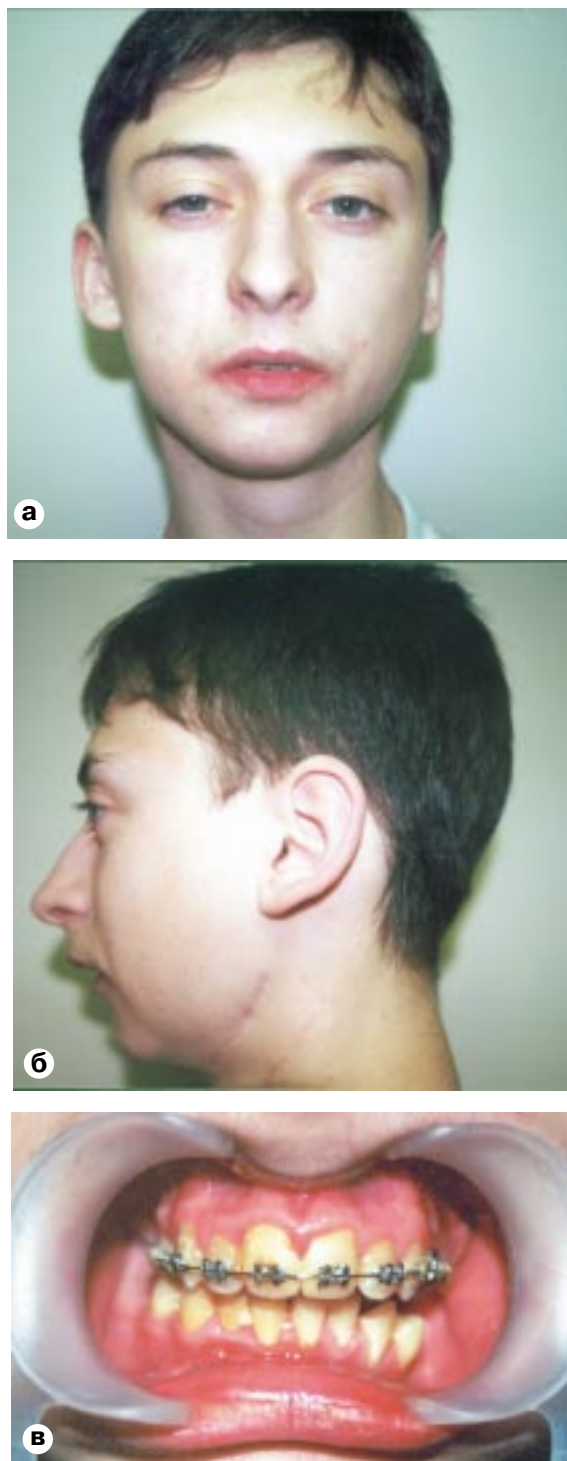
Полученные результаты показывают, что данный вид биокомпозита позволяет расширить выбор заместительного материала, особенно при повторной и отсроченной костной пластике (у онкологических больных). Создание твердой стереолитографической модели для предоперационного реального планирования и трехмерного моделирования хирургического вмешательства дает возможность изготавливать точные индивидуальные, эксклюзивные имплантаты для устранения дефектов костей лицевого черепа с учетом перспективы роста пациента.

Комплексный подход к разрабатываемой проблеме, включающий полный цикл исследований — от разработки композиции, ее лабораторных и экспериментальных испытаний



**Рис. 27.** Индивидуальный имплантат подбородочного отдела нижней челюсти.

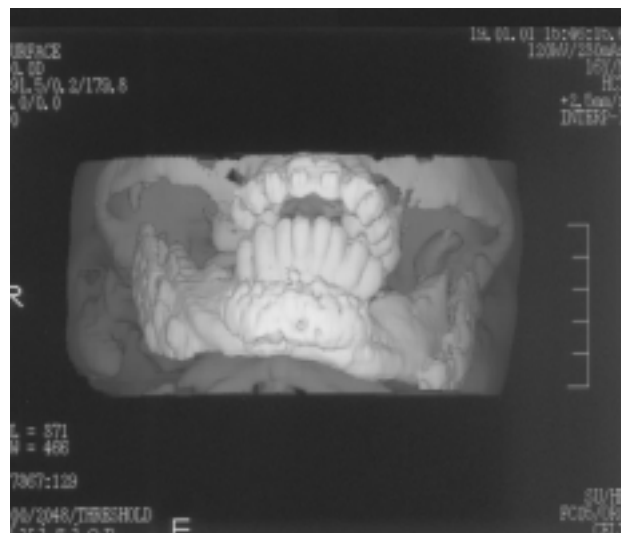




**Рис. 28.** Внешний вид б-ого М. в фас (а) и профиль (б) через 1,5 года после лечения. Положение фронтальной группы зубов после хирургического и ортодонтического лечения (в).

до последующего внедрения в клиническую практику — определил успех работы.

Своевременное устранение дефекта нижней челюсти в сочетании с элементами гиперкоррекции, независимо от вида пластического материала, позволяет восстанавливать анатомо-физиологические параметры зубочелюстной



**Рис. 29.** Трехмерная компьютерная томограмма. Отчетливо видно положение биокомпозитных имплантатов ветвей нижней челюсти и на подбородке.

системы и создает условия для гармоничного формирования всех костей лицевого черепа ребенка.

### Литература

ГОСТ 10717-76. Измерение микротвердости вдавливанием алмазных наконечников.

ГОСТ 9450-76. Измерение микротвердости вдавливанием алмазных наконечников.

Дьякова С. В., Ульянов С. А., Топольницкий О. З. Применение биологических аллогенных трансплантатов при костной пластике нижней челюсти у детей: Методические рекомендации. — М., 1999. — 26 с.

Матвейчук И. В. Биомеханические подходы к изучению морфофункциональных особенностей кости с целью создания ее синтетического аналога // Биомедицинские технологии / Сб. научн. тр. НПО "Биомедицинские технологии". — М. — 1996. — Вып. 5. — С. 15—22.

Матвейчук И. В. Структурно-функциональная адаптация костной ткани как композита с учетом половых, возрастных и функциональных особенностей: Дисс... докт. биол. наук. — М., 1998. — 285 с.

Слесаренко Н. А., Денисов-Никольский Ю. И., Матвейчук И. В. Проведение морфомеханических исследований в остеологии. — М., 1998. — 22 с.

Bonfield W., Grynpas M.D., Tully A. E., Bowman J., Abram J. Hydroxyapatite reinforced polyethylene-a mechanically compatible implant // *Biomaterials*. — 1981. — V. 2. — P. 185—186.

Deb S., Wang M., Tanner K. E., Bonfield W. Hydroxyapatite-polyethylene composites: effect of grafting and surface treatment of hydroxyapatite // *J. Mater. Sci.: Mater. Medicine*. — 1996. — V. 6. — P. 191—193.

Disckensvenz S. H., Takagi S., Chow L.C., et al. Physical and chemical properties of resin-reinforced calcium-phosphate cements // *Dental Materials*. — 1994 — V. 10. — P. 100—106.

Liu Q., de Wijn J. R., Bakker D., van Blitterswijk C. A. Polyacids as bonding agents in hydroxyapatite polyester-ether (Polyactive TM 30/70) composites // *J. Mater. Sci.: Mater. Medicine*. — V. 9. — P. 23—30.