

Стереолитографическое биомоделирование в детской черепно-челюстно-лицевой хирургии

В. В. Рогинский, В. К. Попов, А. В. Евсеев, Е. В. Коцюба, А. Л. Иванов, О. З. Топольницкий, А. В. Пасечников

Московский центр детской челюстно-лицевой хирургии, ИПЛИТ РАН, МГМСУ

Введение

В практике черепно-челюстно-лицевого хирурга для оценки клинической картины заболевания, планирования и подготовки будущей операции постоянно возникает потребность в точной и объективной информации о структуре, форме и размерах различных видов патологий, будь-то врожденная костная аномалия, травматический дефект или опухоль. Для получения такой информации используют рентгено- и ангиографию, ультразвуковую, компьютерную и/или магнитно-резонансную томографию, а также видеогравиметрические измерения (стереоскопическая съемка). При этом необходимы специальные знания и навыки для правильной интерпретации полученных в ходе обследования данных. Однако хирург вынужден использовать и свое субъективное воображение для того, чтобы на основе компьютерного изображения или рентгеновских снимков представить себе патологию в целом и принять правильное решение.

В последние годы за рубежом в медицину все шире внедряется новая технология — лазерная стереолитография, заключающаяся в послойном формировании из жидких фотополимеризующихся композиций объемной пластиковой копии объекта по его компьютерному образу. В англоязычной литературе технологии, использующие такой подход, называются Rapid Prototyping (быстрое прототипирование), или Desk Top Manufacturing. Применение таких технологий в медицине основано на создании трехмерного цифрового образа исследуемого объекта по данным компьютерной или магнитно-резонансной томографии (либо стереоскопической съемки) и последующем изготовлении объемной пластиковой модели, в точности воспроизводящей его форму и размеры.

Цель настоящей работы заключалась в дальнейшем развитии технологии лазерной стереолитографии и ее использовании (впервые в России) для создания биомodelей с целью планирования и проведения черепно-челюстно-лицевых операций на базе Московского центра детской челюстно-лицевой хирургии.

Что такое “Rapid Prototyping”?

Методы быстрого прототипирования (Rapid Prototyping) применяют технологию послойного формирования объекта на основе его трехмерной математической CAD (Computer Aided Design) модели с использованием разнообразных физико-химических процессов. Основное преимущество этой технологии заключается в возможности быстрого (от нескольких минут до нескольких часов) изготовления требуемого прототипа с использованием широкой гаммы материалов (полимеры, металлы, керамика) без дополнительного (помимо стереолитографического) оборудования и финишной обработки, практически независимо от сложности геометрии объекта.

Сегодня, благодаря развитию компьютерных технологий, исследователь (архитектор, изобретатель, дизайнер и т. д.) имеет возможность представлять свои идеи сразу в трехмерном виде, в отличие от прошлых лет, когда реализации модели предшествовали лишь двухмерные чертежи. Тем не менее, даже экранный образ может не соответствовать замыслам исследователя. Быстрое прототипирование — путь к решению этой проблемы: возможности получения конкретного твердого объекта.

Основы современных технологий быстрого прототипирования были заложены еще в XIX веке, когда J. E. Blather (1892) предложил технику наложения слоев для изготовления макетов рельефных топографических карт. Но лишь в 1982 г., благодаря Charles W. Hull, появилась корпорация 3D Systems, в которой была создана первая стереолитографическая установка, позволившая использовать компьютерные и лазерные технологии для создания трехмерных копий различных объектов (Herbert, 1982; Hull, 1986). С тех пор был разработан целый ряд различных технологий быстрого послойного изготовления объектов. Среди них такие, как: *laser stereolithography* — лазерная стереолитография, технология послойного изготовления объектов посредством

селективного отверждения светочувствительного полимера лазером; *3D printing* – применение технологии струйной печати для выборочного склеивания порошкообразных материалов; *selective laser sintering (SLS)* – технология лазерного спекания порошкообразных материалов; *fused deposition modelling (FDM)* – технология формирования слоя из волокна, нагретого до температуры плавления; *solid ground curing (SGC)* – технология одномоментного облучения ультрафиолетом фоточувствительного полимера через негативное изображение слоя на стеклянной основе; *laminated object manufacturing (LOM)* – вырезание контуров слоя лазером на термоадгезивной бумаге. Из них только первые две применяются в настоящее время в медицине. При этом лазерная стереолитография служит наиболее развитой и широко используемой технологией в клинической практике.

Лазерная стереолитография

В основе стереолитографии лежит локальное изменение фазового состояния однородной среды (переход жидкость—твердое тело) в результате фотоинициированной в заданном объеме полимеризации. Иницирующее, в частности лазерное, излучение создает в жидкой реакционноспособной среде активные центры (радикалы, ионы, активированные комплексы), которые, взаимодействуя с молекулами мономера (или мономеров), обуславливают рост полимерных цепей, т. е. процесс полимеризации. Следствием полимеризации служит изменение фазового состояния среды. В облученной области образуется твердый полимер. Таким образом достигается эффект пространственной селективности. Активные центры возникают в фотополимеризующейся композиции при воздействии излучения из определенного (как правило, ультрафиолетового) спектрального диапазона. Такая селективность позволяет проводить полимеризацию в условиях естественного освещения (Антонов и др., 1998).

Лазерная стереолитография возникла как результат синтеза достижений в различных областях естествознания: лазерной физики и техники, оптики и точной механики, химии полимеров, компьютерных технологий. **Процесс получения стереолитографической модели** состоит из трех основных этапов: подготовки данных, формирования модели, очистки и финишной обработки.

- **Подготовка данных** – процесс обработки полученных цифровых данных на компьютере. Он включает в себя создание компьютерного образа объекта, его разделение на тонкие слои, расчет траектории

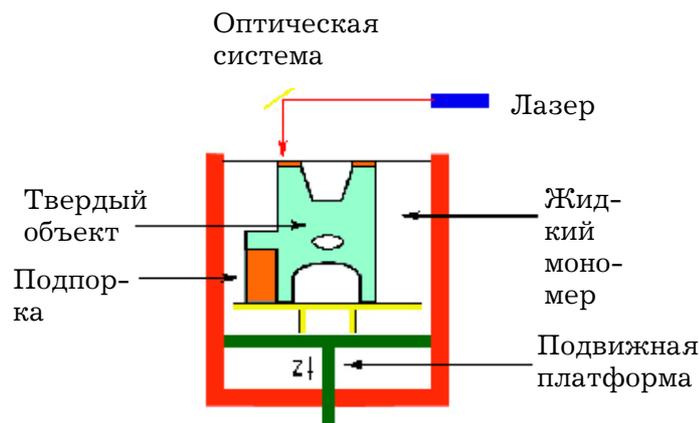


Рис. 1. Стереолитографическая установка (схема).

движения лазерного луча, а также расчет необходимых подпорок для отдельных частей детали во время ее изготовления.

- **Этап формирования модели** состоит в последовательном воспроизведении соответствующих поперечных сечений на поверхности жидкой фотополимеризующейся композиции (ФПК) сфокусированным пучком лазерного излучения. В облученной области образуется пленка твердого полимера. Движение лазерного луча обычно управляется компьютером с двухкоординатным гальваноэлектрическим сканатором. После изготовления первого слоя подвижный столик опускается на высоту, равную толщине сформированного слоя, и изготавливается следующий слой, который надежно соединяется с предыдущим. Эта операция циклически повторяется до получения целой модели (рис. 1).
- **Очистка и финишная обработка** включают облучение полученной детали ультрафиолетом (как правило, от УФ-лампы) с целью достижения максимального коэффициента конверсии жидких мономеров в твердый полимер (в идеале, полной полимеризации), а также сушку и очистку детали от подпорок.

Стереолитографическое биомоделирование

Биомоделирование — это общий термин, обозначающий воспроизведение структуры биологического объекта в твердом виде. Стереолитографическое (СЛ) биомоделирование было определено как "процесс использования энергии излучения для получения морфологических данных о биологических структурах и дальнейшее преобразование этих данных



Рис. 2. Алгоритм получения стереолитографической биомодели.

в компьютерный файл, который можно использовать в стереолитографической установке" (D'Urso, Thompson, 1998). Такие биомодели служат идеальным средством визуализации объектов, которое можно использовать в практической хирургии для получения моделей костных патологических структур.

В наших работах был использован рентгеновский томограф Siemens Somatom CR. Данный прибор позволяет получать изображения биологических объектов с пространственным разрешением 0,78 мм и минимальной толщиной среза 2 мм. В зависимости от сложности объекта, сканирование проводилось в режиме высокого разрешения с толщиной среза 2 или 4 мм. Каждый слой представлял собой изображение, состоявшее из 256x256x16 точек. При сканировании различных частей черепа полный массив данных составлял от 25 до 56 томографических срезов.

После первичной компьютерной обработки цифровых данных, позволявшей перевести каждый томографический срез в стандартный графический формат (PCX) и сохранить его в отдельном файле, эти данные передавали по электронной почте в Институт проблем лазерных и информационных технологий (ИПЛИТ) РАН в г. Шатура Московской области. Там полученные данные преобразовывались с помощью разработанного специалистами ИПЛИТа программного обеспечения в STL-файлы (специальный стереолитографический формат), непосредственно использовавшиеся для создания биомodelей. Уровень "отсечки"

(контраста) для визуализации костных структур отдельно от мягких тканей при построении трехмерной математической модели объекта подбирали в каждом случае эмпирически.

Для формирования моделей применяли как стереолитографическую установку американской фирмы 3D Systems SLA-250, так и аналогичную ей ЛС-250, разработанную и изготовленную в ИПЛИТ РАН. В качестве исходной композиции жидких мономеров применяли ФПК ОКМ-2, синтезированную Институтом химической физики РАН (Абрамов и др., 1998). ОКМ-2 содержала ингибитор бисалкофен БП для предотвращения спонтанной полимеризации. В качестве фотоинициатора радикальной полимеризации использовали 2,2'-диметокси-2-фенилацетофенон, известный под торговой маркой Irgacure 671.

Необходимо отметить, что качество и точность полученной модели напрямую зависит от разрешающей способности используемого рентгеновского томографа. В нашем случае, как уже было отмечено выше, томограф фирмы Siemens "Somatom CR" позволял получать модели с пространственным разрешением 0,78 мм и минимальной толщиной среза 2 мм. Такая точность, на наш взгляд, вполне достаточна для эффективного использования биомodelей в диагностике и планировании черепно-челюстно-лицевых операций.

Схематически весь процесс изготовления стереолитографической биомodelи представлен на **рис. 2**.



Рис. 3. 8 марта 1999 г. Впервые в России получена стереолитографическая модель нижней челюсти пациента (см. также рис. 4—9).

Таблица 1

Классификация пациентов по нозологии

Нозология	Кол-во
Недоразвитие нижней челюсти	5
Костная гемангиома	4
Орбитальный гипертелоризм	4
Фибромы нижней челюсти	4
Синдром Крузона	3
Недоразвитие верхней челюсти	2
Синдром Гольденхара	2
Саркома нижней челюсти	2
Дефект нижней челюсти	2
Аневризмальная костная киста	1
Плагиоцефалия	1
Синдром Аперта	1
Недоразвитие средней зоны лица	1
Гемигипертрофия правой половины лица	1
Всего	33

Применение стереолитографических биомоделей в черепно-челюстно-лицевой хирургии

Для разработки отечественной технологии стереолитографического биомоделирования и последующего использования биомоделей в планировании и проведении операций были выбраны пациенты Московского Центра детской челюстно-лицевой хирургии с различными видами патологии в черепно-челюстно-лицевой области (**рис. 3**).

Всего, начиная с января 1999 г., было отобрано 33 пациента. Средний возраст пациентов составил 10 лет (от 1 до 16 лет). Из них 19 (57,6 %) девочек и 14 (42,4 %) мальчиков. Было получено 30 стереолитографических моделей для 27 пациентов. Для остальных исследование было ограничено получением трехмерной математической модели (что сравнимо с методикой 3D СТ). Пациентов разделили на три большие группы: с опухолями (11 случаев), врожденными пороками (13 случаев) и дефектами и недоразвитием челюстей (9 случаев). В **табл. 1** дана классификация пациентов по нозологическим формам.

Наблюдение. Больная С. 9 лет. Диагноз: внутрикостная гемангиома нижней челюсти справа. Планировалось произвести фрагмен-



Рис. 4. Стереолитографическая модель нижней челюсти б-ой С. 9 лет с внутрикостной гемангиомой нижней челюсти справа. На модели нанесены линии остеотомии.

тарную резекцию нижней челюсти с одномоментным замещением костного дефекта эндопротезом. Для планирования операции принято решение использовать стереолитографическое биомоделирование.

Проведено томографическое исследование нижней челюсти. Всего произведено 23 скана с шагом координатного стола 2 мм. С целью сокращения радиационной нагрузки на пациентку в тех местах, где максимальная точность была не нужна (область мышечкового отростка), сканы делали через 4 мм. Затем полученные данные были перенесены на персональный компьютер с программным обеспечением, позволяющим производить с изображениями все действия, которые можно делать с помощью томографа (измерять относительную плотность в единицах Хаунсфилда, устанавливать уровень отсечки — центр, ширину окна с целью выделения тканей с определенной плотностью и т.д.). Метод КТ служил дополнительным диагностическим средством. Это исследование дало хирургам дополнительную информацию о степени поражения костной ткани. С каждого скана были получены графические файлы,



Рис. 6. Заключительный этап планирования операции. Эндопротез в зоне костного дефекта. Произведено моделирование контактных поверхностей.

на которых в результате подбора уровня плотности визуализировались только костные структуры.

Далее томографические данные были отправлены по сети Интернет в ИПЛИТ РАН для преобразования их в трехмерную стереолитографическую модель нижней челюсти. На полученной модели розовым цветом отмечены линии остеотомии для удаления фрагмента челюсти с опухолью (**рис. 4**).

На основе рентгенографических данных, а также данных КТ была допущена возможность частичной резекции нижней челюсти с сохранением суставного отростка. На полученной СЛ-модели фрагмент нижней челюсти был удален, а дефект затем устранен при помощи восковой модели будущего эндопротеза (**рис. 5**). На основе воскового шаблона изготовлен эндопротез из биоинтактного полимерного материала ПолиГАП (**рис. 6**).

Во время операции фрагмент нижней челюсти вместе с опухолью был удален (**рис. 7**). Дефект устранен при помощи заранее подготовленного в соответствии с необходимыми точными размерами эндопротеза и зафиксирован титановыми миниплатами



Рис. 5. Планирование операции. Удален фрагмент нижней челюсти. Костный дефект устранен восковым шаблоном.

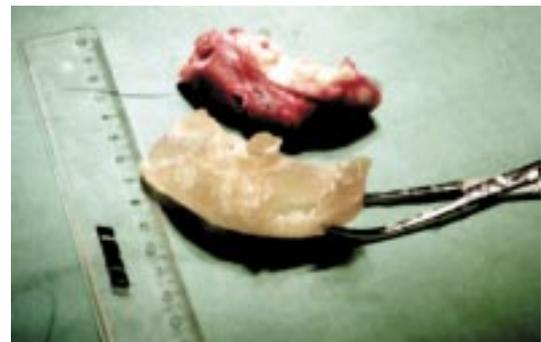


Рис. 7. Удаленный фрагмент нижней челюсти с опухолью (вверху) в сравнении с фрагментом стереолитографической модели.

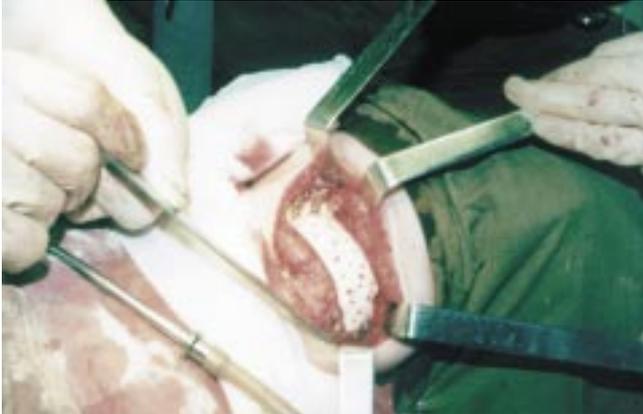


Рис. 8. Этап операции: эндопротез фиксирован к нижней челюсти миниплатами из титана.

(рис. 8). На рис. 9 пациентка через 1 мес после операции. Устранение костного дефекта проведено с гиперкоррекцией для компенсации будущего роста здоровых тканей.

Таким образом, с помощью стереолитографической модели была успешно спланирована и проведена операция частичной резекции нижней челюсти. Изготовленный индивидуальный эндопротез точно устранил сформирован-



Рис. 9. Внешний вид б-ой С. через 1 мес после операции.

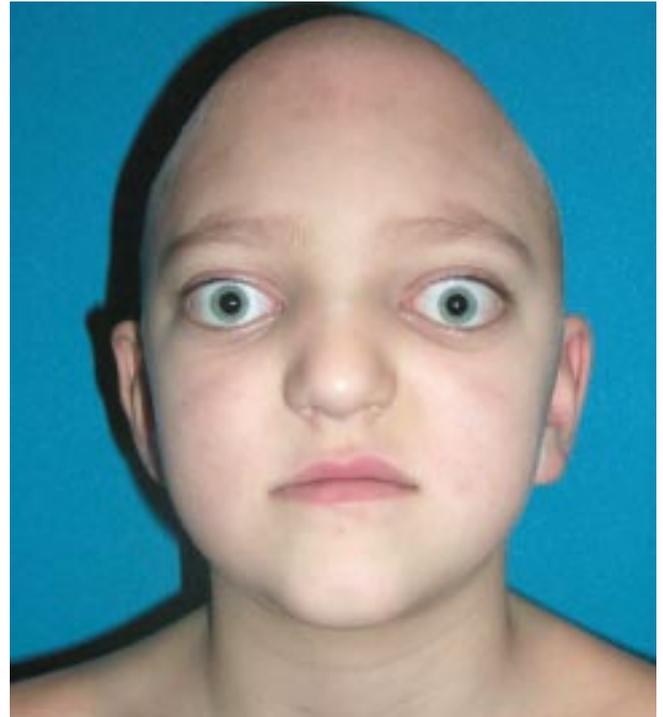


Рис. 10. Внешний вид б-ого Ш. 6 лет с синдромом Крузона до операции.

ный дефект костной ткани, что облегчило выполнение операции и существенно сократило время ее проведения.

Наблюдение. Больной Ш. 9 лет (рис. 10). Диагноз: синдром Крузона. В процессе обследования пациента было принято решение отойти от стандартного плана операции, т. е. выдвигать не лоб, а среднюю зону лица, недоразвитие которой более сильно изменяло



Рис. 11. На стереолитографической модели нанесены линии остеотомии.



Рис. 12. На стереолитографической модели припасованы компрессионно-дистракционные аппараты для выдвигания средней зоны лица.

внешний вид больного. Для дистракции средней зоны лица применены компрессионно-дистракционные аппараты, фиксирующиеся на теменной кости и скуловой дуге. Для припасовки аппаратов была изготовлена стереолитографическая модель черепа пациента (рис. 11, 12). При планировании операции на модель нанесли линии остеотомии и припасовали с двух сторон компрессионно-дистракционные аппараты. Это позволило идти на операцию с уверенностью в том, что аппараты смогут быть поставлены точно на запланированное место. Операция прошла успешно. На рис. 13 внешний вид больного после окончания дистракции.

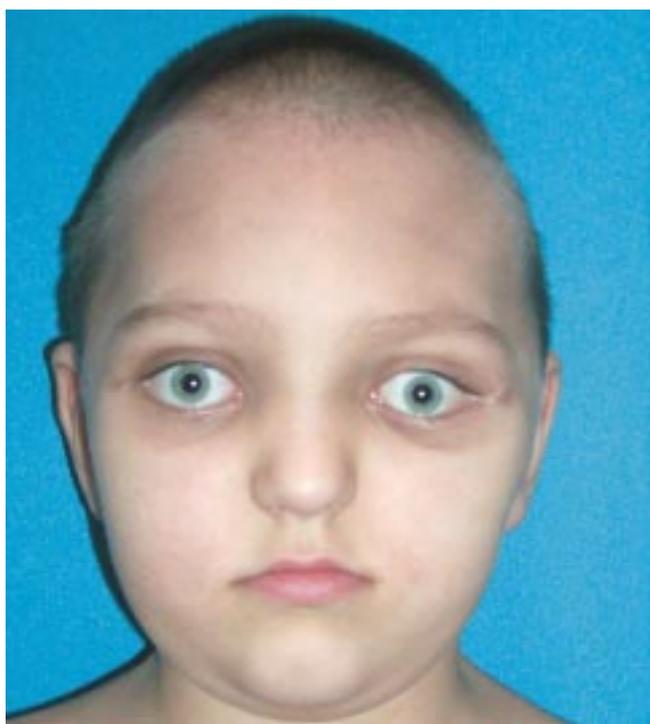


Рис. 13. Внешний вид того же б-ого в конце дистракции.



Рис. 14. Стереолитографическая модель нижней и верхней челюстей б-ого Н. 4 лет с саркомой нижней челюсти справа.

Интересно отметить, что модель помогла анестезиологу выбрать во время операции место расположения эндотрахеальной трубки, чтобы не мешать проведению операции.

Наблюдение. Больной Н. 4 лет. Диагноз: саркома нижней челюсти справа. После 6 курсов полихимиотерапии принято решение о блоковой резекции нижней челюсти с экзартикуляцией. В ходе стереолитографического биомоделирования получены модели нижней и верхней челюстей (рис. 14). Была также разработана зеркальная модель нижней челюсти, которая послужила шаблоном для индивидуального титанового эндопротеза (рис. 15). Операция прошла успешно. Изготовленный



Рис. 15. Зеркальная стереолитографическая модель. С ее использованием изготовлен титановый эндопротез с головкой челюсти.



Рис. 16. Момент операции: эндопротез точно устранил образованный дефект.

эндопротез точно устранил дефект после удаления фрагмента нижней челюсти (рис. 16).

В табл. 2 обобщены примеры использования СЛ-биомоделирования в черепно-челюстно-лицевой хирургии.

Обсуждение и выводы

Наш опыт использования СЛ-биомоделей в клинической практике убедительно показал, что стереолитографические модели служат наиболее удобной формой визуализации полученной с помощью КТ-графии информации. Кроме того, следует отметить ряд дополнительных преимуществ этой технологии в челюстно-лицевой хирургии.

Это, в первую очередь, более легкая и точная постановка диагноза при сложных скелетных деформациях, возможность предусмотреть интраоперационные осложнения во время пробной операции на пластиковой модели. СЛ-биомодели позволяют точно определить размер, форму и локализацию костного дефекта для установления размеров необходимого трансплантата или эндопротеза. В некоторых случаях такие модели дают важную дополнительную информацию для хирурга, которую он не мог получить с помощью других средств визуализации.

Применение стереолитографии при коррекции челюстно-лицевой патологии, где требуется пересадка трансплантата или эндопротеза, позволяет добиться более точного результата и уменьшить, таким образом, количество вторичных коррекций.

Использование стереолитографических биомоделей при планировании черепно-челюстно-лицевых операций позволяет существенно

Таблица 2
Реализованные возможности СЛ-биомоделей

Назначение биомодели	Число случаев
Изготовление индивидуального эндопротеза на основе воскового шаблона	8
Уточнение диагноза и взаимоотношения анатомических структур, измерения для планирования операции	11
Припасовка минипластин, компрессионно-дистракционных аппаратов	7
Изготовление зеркальной модели	2
Изготовление титанового эндопротеза	4

сократить (до 30 %) время операции благодаря возможности заранее подготовить эндопротез, за счет которого будет устранен костный дефект во время операции.

Достаточно высокая точность моделей позволяет проводить цефалометрические измерения, планировать хирургические операции, зная, что полученная модель точно соответствует реальной картине состояния костных тканей пациента (Bill et al., 1995, Kermer, 1998).

В среднем (по литературным данным) ошибка при изготовлении моделей не превышает 0,8 мм. При этом погрешность модели зависит от разрешающей способности томографа и толщины среза, которая на современных томографах составляет 1 мм, хотя в основном для сканирования используются томографы с минимальной толщиной среза 2 мм и больше. Ошибки зависят и от формы объекта. Так, на пологих участках или участках с большой степенью кривизны могут возникать погрешности вплоть до 4,62 мм. Хотя в целом ошибки не превышают 0,8 мм, что, безусловно, является незначительной погрешностью (Barker et al., 1994, Bianchi et al., 1997).

Исходя из сказанного, можно выделить основные направления применения СЛ-биомоделей в черепно-челюстно-лицевой хирургии:

- улучшение визуализации анатомических деталей, например опухолей;
- облегчение взаимодействия хирургов, рентгенологов, других медицинских специалистов и пациента;
- планирование оперативного вмешательства (проведение необходимых измерений и расчетов можно производить с высокой точностью на моделях) (рис. 17, 18);



Рис. 17. Стереолитографическая модель 6-ой 15 лет с орбитальным гиперлоризмом.



Рис. 18. Та же модель. Момент планирования операции. На модели проведены необходимые измерения, на основе которых намечены линии остеотомии.

- отработка хирургических манипуляций (модель можно пилить, сверлить и переставлять отдельные части, имитируя сложные реконструктивные операции);
- возможность точно подогнать на модели все необходимые для реконструктивной операции детали (миниплаты, шурупы и т.п.) до непосредственного оперативного вмешательства и сократить, таким образом, время операции, повысить точность ее выполнения;
- возможность получения заготовок эндопротезов для замещения костных дефектов (например, зеркальные модели). Эндопротез может изготавливаться из титана или какого-либо биосовместимого материала с использованием СЛ-модели в качестве шаблона.

Технологии быстрого прототипирования интенсивно развиваются. Один из путей развития СЛ-биомоделирования — получение на одной модели фрагментов, имитирующих различные ткани, например костные и мягкие. Уже сейчас возможно создавать СЛ-модели двух цветов за счет применения специальных ФПК, которые полимеризуются в зависимости от интенсивности лазерного излучения, окрашиваясь в обычный (бледно-желтый) или в красный цвет. Это позволяет лучше визуализировать опухолевую ткань по отношению к кости (Kermer et al., 1998).

Современное программное обеспечение предоставляет возможность изготавливать виртуальный эндопротез, т. е. создавать компьютерный образ будущего эндопротеза с учетом всех особенностей данного пациента. Далее легко получить СЛ-модель эндопротеза и на ее основе изготовить с высокой точностью протез

из биосовместимого (или биоактивного) материала. В настоящее время эти работы успешно проводятся нашим коллективом.

Мы также ведем разработки биосовместимых ФПК (Антонов и др., 1998). Это даст возможность непосредственно изготавливать биосовместимый эндопротез с помощью стереолитографии и использовать его во время операции. Безусловно, это будет новым прорывом в области черепно-челюстно-лицевой хирургии и позволит существенно улучшить качество оказываемой пациентам помощи.

В результате проведенных исследований была продемонстрирована высокая эффективность использования стереолитографических моделей в работе черепно-челюстно-лицевого хирурга. Значительное сокращение времени продолжительности операций, а следовательно, и времени нахождения пациента под наркозом, безусловно, снижает вероятность возникновения послеоперационных осложнений и побочных негативных последствий. Все это, помимо повышения эффективности и качества лечения, приводит к существенному уменьшению материальных затрат и времени, которое пациент проводит в клинике.

Отличительная особенность разработанной технологии заключается в высоком уровне ее компьютеризации с использованием оригинального (разработанного в ИПЛИТ РАН) программного обеспечения. Это позволяет производить обмен данными между диагностическим оборудованием, расположенным в московской клинике (равно как и в любом другом населенном пункте страны и мира), со стереолитографическим комплексом, находящемся в Шатуре с использованием глобальной сети Интернет или электронной почты.

Исследования в области компьютерных и лазерных технологий позволяют надеяться, что в скором времени стереолитографическое биомоделирование станет в один ряд с другими, применяемыми в современной хирургии технологиями. Уже сейчас можно с уверенностью сказать, что стереолитографическое биомоделирование открывает перед хирургом новые, ранее недоступные возможности и является еще одним существенным шагом к хирургии будущего.

Литература

- Абрамов С. С., Болдырев Н. И., Евсеев А. В. и др. Изготовление пластиковых копий трехмерных объектов по томографическим данным // Оптическая техника. — 1998. — 1(13). — С. 45—49.
- Антонов А. Н., Евсеев А. В., Камаев С. В. Лазерная стереолитография — технология послойного изготовления трехмерных объектов из жидких фотополимеризующихся композиций // Оптическая техника. — 1998. — 1 (13). — С. 5—14.
- Антонов Е. Н., Евсеев А. В., Топольницкий О. З. и др. Формирование биоактивных минерал-полимерных композитов методом лазерной стереолитографии // Оптическая техника. — 1998. — 1 (13). — С. 55—60.
- Рогинский В. В., Евсеев А. В., Коцюба Е. В. и др. Лазерная стереолитография — новый метод биомоделирование в черепно-челюстно-лицевой хирургии // Детская стоматология. — 2000. — № 3—4. — С. 92—95.
- Arvier J. F. et al. Maxillofacial biomodelling // Br. J. Oral Maxillofac. Surg. — 1994. — Oct. — 32:5. — P. 276—283.
- Barker T. M., Earwaker W. J., Lisle D. A. Accuracy of stereolithographic models of human anatomy. // Australas Radiol. — 1994. — May. — 38:2. — P. 106—111.
- Bianchi S. D. et al. The validation of stereolithographic anatomical replicas: the authors' own experience and a review of the literature // Radiol. Med. (Torino). — 1997. — Nov. — 94(5). — P. 503—510.
- Bill J. S. et al. Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning // Int. J. Oral. Maxillofac. Surg. — 1995. — Feb. — 24:1. — P. 98—103.
- Blanther J. E. Patent 473, 901. — U.S. — 1892.
- D'Urso P. S., Thompson R. G. Fetal biomodelling // Aust. NZ J. Obstet. Gynaecol. — 1998. — 38. — P. 205—207.
- D'Urso P. S., Barker T. M., Earwaker W. J. et al. Stereolithographic biomodelling in cranio-maxillofacial surgery: a prospective trial // J. of Craniomaxill. Surg. — 1999. — 27. — P. 30—37.
- D'Urso P. S., Atkinson R. L., Lanigan M. W. et al. Stereolithographic (SL) biomodelling in craniofacial surgery // Brit. J. of Plastic Surg. — 1998. — 51. — P. 522—530.
- Herbert A. J. Solid object generation // J. Appl. Photo. Eng. — 1982. — 8(4). — P. 185—188.
- Hull C. W. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. Patent 4575330. — U. S. — 1986. — March 11.
- Kermer C. Preoperative stereolithographic model planning for primary reconstruction in craniomaxillofacial trauma surgery // J. Craniomaxill. Surg. — 1998. — Jun. — 26(3). — P. 136—139.
- Kermer C., Rasse M., Lagogiannis G. et al. Colour stereolithography for planning complex maxillofacial tumour surgery // J. Craniomaxill. Surg. — 1998. — Dec. 26:6. — P. 360—362.
- Popat A. H. Rapid prototyping and medical modelling // Phidias Rapid Prototyping in medicine. — 1998. — 1. — P. 10—12.
- Santler G. et al. Indications and limitations of three dimensional model in cranio-maxillofacial surgery // J. Craniomaxill. Surg. — 1998. — Feb. — 26:1. — P. 11—6.