

Построение образцов для изготовления методом быстрого прототипирования в стоматологии

Аннотация

В статье описывается применение метода быстрого прототипирования в медицине, в частности в стоматологии. Представлена последовательность этапов обработки исходных данных (набора цифровых изображений) с целью автоматизированного построения и последующего изготовления образцов на 3D-принтере. Приведены примеры образцов слепка зуба и хирургического шаблона, изготовленных с различными параметрами разрешения исходных данных.

Введение

Изготовление образца на 3D-принтере происходит следующим образом [1]. Файл в формате STL, содержащий информацию о трехмерном изображении образца, загружается в 3D-принтер. Затем данное изображение разбивается на слои (толщина слоя зависит от типа и параметров принтера) и каждый слой образца в виде фотополимера вместе с материалом «поддержки» (предназначен для фиксации материала) наносится на платформу. Далее происходит облучение нанесенного слоя ультрафиолетовыми лучами, после чего платформа перемещается вниз на толщину слоя и наносится следующий слой. Таким образом могут быть изготовлены образцы практически любой сложности.

Применение метода быстрого прототипирования в медицине стало возможным благодаря использованию в изготовлении биосовместимых материалов, которые не вызывают раздражения тканей операционного поля. Дополнительными преимуществами данного метода являются высокая скорость изготовления и точность образцов, что позволяет минимизировать риски и осложнения от хирургического вмешательства. Указанный метод может применяться в хирургии и имплантологии для изготовления зубных протезов, ортодонтических аппаратов и симуляторов височно-нижнечелюстных суставов [2].

Известные способы изготовления (в том числе методом быстрого прототипирования) хирургических шаблонов для операции имплантации зубов предполагают выполнение серии ручных операций, неизбежно вносящих искажения и погрешности в конечное изделие [2].

Цель рассматриваемой работы – разработка способа построения поверхности слепка зуба, *исключающего наличие поднутрений в образце*, и способа позиционирования отверстия цилиндрической формы в изображении хирургического шаблона исключительно по данным обследования, выполненного методом компьютерной томографии, с целью дальнейшего изготовления методом быстрого прототипирования.

Хирургический шаблон (подробнее см. в [2]) закрепляется на челюсти пациента и оснащается отверстиями для пилотного сверла. Отверстия выполняются таким образом, чтобы положения их осей в пространстве в точности соответствовали положению осей имплантатов, размещенных при виртуальной операции имплантации [2]. Наличие хирургического шаблона

позволяет поставить имплантат без предварительного разреза слизистой оболочки и скелетирования кости.

Материалы и методы

Для проведения обследований челюстно-лицевой области использовался компьютерный томограф с коническим лучом «GALILEOS» [2]. К данному томографу поставляется специализированное программное обеспечение «SIDEXIS/GALAXIS» для работы с полученными снимками. Также возможен экспорт в универсальный формат DICOM [3] для хранения медицинских изображений с размером вокселя 300 x 300 x 300 мкм. Сканирование образцов зубов *in vitro* было выполнено на микрокомпьютерном томографе «SkyScan» [4] с размером вокселя 27 x 27 x 27 мкм.

Файл в формате DICOM представляет собой матрицу, элементы (или пиксели) которой несут информацию о плотности исследуемого объекта. Для наглядного отображения используется цветовая шкала градаций серого цвета – единицы Хаунсфилда (с привязкой к плотности объекта) и относительные единицы (без привязки к плотности объекта) [5].

Результат сканирования на компьютерном томографе обычно представляет собой набор аксиальных (горизонтальных) сечений. Для построения поверхности слепка зуба из исходного набора сечений был сформирован набор поперечных сечений в вертикальной плоскости. Позиционирование цилиндрического отверстия в хирургическом шаблоне осуществлялось с использованием матрицы перехода, позволяющей пересчитывать координаты из системы координат, одна из осей которой лежит на оси цилиндра, в исходную систему координат.

Способ построения поверхности слепка зуба, *исключающий наличие поднутрений в образце*, состоит из следующих этапов:

- определение границ зубов на основе значений яркости пикселей было подробно описано в [6]. На *рис. 1* представлена последовательность изображений, иллюстрирующая этапы определения границ зуба;
- **удаление поднутрений.** Пиксели, принадлежащие зоне поднутрений, выделены черным цветом на *рис. 1г*. Данная коррекция контура зуба выполняется для того, чтобы полученный слепок можно было «надеть» на зубной ряд. **Удаление поднутрений** происходит следующим образом (на примере *рис. 1г*): в направлении «сверху – вниз» сканируются значения абсцисс пикселей для левой (правой) границы зуба; при

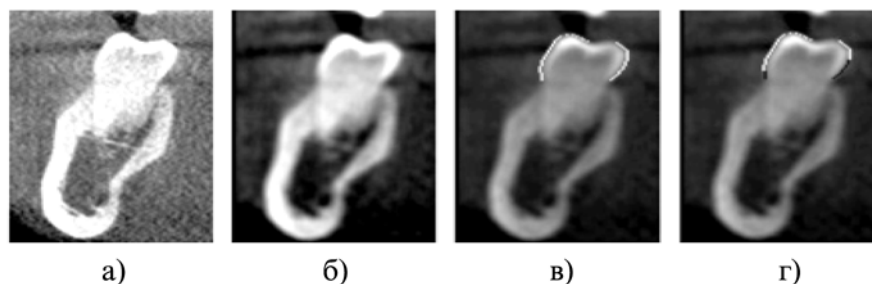


Рис. 1. Определение границ зуба: а) исходное изображение; б) результат применения фильтра Гаусса к исходному изображению; в) нанесены границы зуба с левой и правой сторон; г) для контура зуба удалены поднутрения

фиксировании минимального (максимального) значения абсциссы пиксела все пикселы, расположенные ниже этого пиксела, окрашиваются в черный цвет;

- увеличение толщины нанесенного контура зуба позволяет повысить механическую прочность будущей конструкции (рис. 2б). Ручная коррекция нанесенных границ может понадобиться при искажении истинной границы зуба в силу различных причин, например «шумов» на изображении от металлических конструкций.

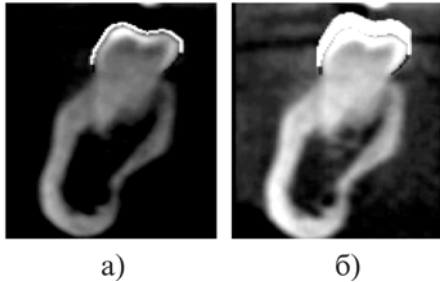


Рис. 2. Поперечный срез нижней челюсти: а) нанесены границы зуба, поднутрения исключены; б) построена поверхность слепка в сечении

Таким образом, сформировано рентгеновское изображение, на котором совмещены зубной ряд и соответствующий этому зубному ряду слепков (рис. 2б). Выполнив перечисленные выше этапы для серии изображений поперечных сечений и объединив границы, мы получим трехмерное изображение слепка зубного ряда.

При формировании указанных границ зубов на месте отсутствующих зубов выполняется сплошная заливка некоторой области, в которой далее будут расположены отверстия цилиндрической формы, предназначенные для пилотного сверла. Выполнение отверстий осуществляется путем присваивания пикселам цилиндра нулевого значения в изображении слепка зубного ряда. Вокруг отверстия можно «нарастить» кольцо с целью ограничения глубины погружения пилотного сверла внутрь кости (рис. 3).

Способ позиционирования отверстия цилиндрической формы в хирургическом шаблоне

Зона обследования компьютерного томографа «GALILEOS» представляет собой куб со стороной 15 см. В одном из углов данного куба расположена система координат, представляющая собой ортонормированный базис из трех векторов.

Для перехода в новый ортонормированный базис с целью построения фигуры цилиндра применялась следующая методика: задавалась точка центра нижнего основания цилиндра. Точка центра верхнего основания вычислялась на основе информации о требуемой высоте цилиндра. По двум найденным точкам задавался вектор оси цилиндра. Вектор, ортогональный вектору оси цилиндра, находился из условия равенства нулю скалярного произведения двух векторов. Третий вектор,

ортогональный двум построенным, являлся векторным произведением последних. В силу осевой симметрии цилиндра ориентация в пространстве векторов, ортогональных вектору оси цилиндра, не имела значения. Непосредственное построение поверхности цилиндра происходило в новом базисе, после чего координаты для старого базиса пересчитывались при помощи матрицы перехода. Рассмотрим принцип работы данного алгоритма более детально.

Пусть заданы точка $A(x_1, y_1, z_1)$ и точка $B(x_2, y_2, z_2)$, лежащие на оси цилиндра. Тогда вектор, определяющий ось цилиндра, имеет следующие координаты:

$$\vec{a} = (x_1 - x_2, y_1 - y_2, z_1 - z_2). \quad (1)$$

Найдем вектор, ортогональный вектору \vec{a} . Для этого первым двум координатам искомого вектора задаем произвольные значения (например, из координат вектора \vec{a} вычитаем единицы), а значение третьей координаты находим из условия равенства нулю скалярного произведения искомого вектора и вектора \vec{a} . Тогда искомым вектор \vec{b} имеет следующие координаты:

$$\vec{b} = (x_1 - x_2 - 1, y_1 - y_2 - 1, z_b), \quad (2)$$

где

$$z_b = \frac{-(x_1 - x_2)(x_1 - x_2 - 1) - (y_1 - y_2)(y_1 - y_2 - 1)}{z_1 - z_2}.$$

Координаты третьего вектора, ортогонального двум предыдущим, вычисляются как векторное произведение вектора \vec{a} и вектора \vec{b} :

$$\vec{c} = [y_a z_b - y_b z_a, -(x_a z_b - z_a x_b), x_a y_b - y_a x_b]. \quad (3)$$

Для формирования ортонормированного базиса необходимо произвести нормировку полученных векторов. Таким образом, мы получаем векторы нового базиса, выраженные через векторы старого базиса. Далее запишем матрицу перехода из координат векторов нового базиса [7]:

$$M = \begin{pmatrix} x_a & x_b & x_c \\ y_a & y_b & y_c \\ z_a & z_b & z_c \end{pmatrix}. \quad (4)$$

Уравнение поверхности цилиндра в новом ортонормированном базисе, приведенное к началу координат, выглядит очень просто:

$$(x')^2 + (y')^2 = R^2. \quad (5)$$

Данная поверхность ограничена по оси z' координатой центра нижнего основания и координатой центра верхнего основания, а расстояние между этими центрами как раз равно высоте цилиндра. Для оптимизации алгоритма построения поверхности целесообразно использовать параметрическое уравнение окружности [8]. Переход из нового ортонормированного базиса в старый ортонормированный базис требует вычисления матрицы, обратной к матрице M [выражение (4)]. Таким образом, позиционирование цилиндра в пространстве осуще-

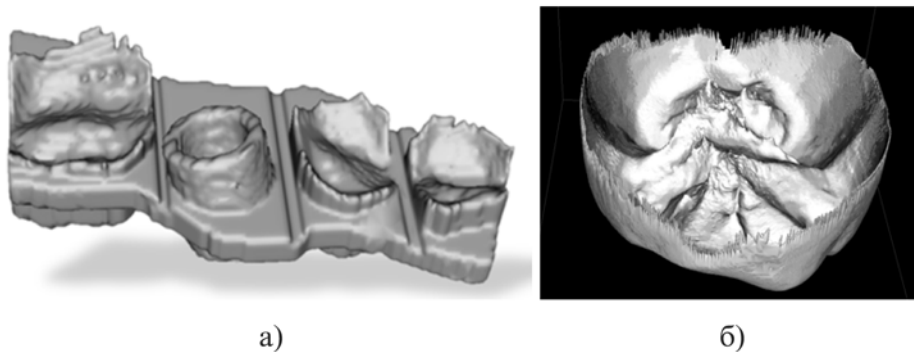


Рис. 3. Трехмерные изображения поверхностей: а) исходные данные получены на компьютерном томографе «GALILEOS»; б) исходные данные получены на микрокомпьютерном томографе «SkyScan»

ствляется путем изменения координат точек центров верхнего и нижнего оснований цилиндра.

Результаты

Применение описанных выше способов к результатам сканирования, выполненных на компьютерном томографе с коническим лучом «GALILEOS» и на микрокомпьютерном томографе «SkyScan», позволило нам получить следующие изображения трехмерных поверхностей (рис. 3).

Созданные образцы поверхности слепка зуба и хирургического шаблона с выполненным отверстием цилиндрической формы (рис. 3) были конвертированы в формат STL и изготовлены на 3D-принтере «Objet» (рис. 4). Пространственное разрешение данных образцов различается примерно в 10 раз, что неизбежно сказывается на качестве изготовления.

Заключение

Разработаны способ построения поверхности слепка зуба, *исключающий наличие поднутрений в образце*, и способ позиционирования отверстия цилиндрической формы в изображении хирургического шаблона исключительно по данным обследования, выполненного методом компьютерной томографии. Установлено, что качество построения объектов 3D-принтером является достаточным для изготовления хирургических шаблонов и слепков зубного ряда: слепок зубного ряда нижней челюсти пациентки В., изготовленный на 3D-принтере по разработанному алгоритму, соответствует гипсовой модели, выполненной вручную. Предполагаем, что в скором времени ожидается внедрение технологии микрокомпьютерной томографии в клиническую практику врачей-стоматологов. Таким образом, в силу высокого разрешения получаемых изображений будет обеспечено выполнение безопасных и прецизионных хирургических операций.

Список литературы:

1. *Chua C., Leong K., Lim C.* Rapid Prototyping: Principles and Applications. – Taipei: World Scientific Publishing Company, 2010. 540 p.
2. *Ряховский А. Н.* Цифровая стоматология. – М.: ООО «Авантис», 2010. 282 с.

3. *Pianykh O.S.* Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM): A Practical Introduction and Survival Guide. – Berlin: Springer – Verlag, 2009. 383 p.
4. *Skyscan 1272: Desk-top high-resolution micro-CT* // Bruker microCT. 2013 / <http://www.skyscan.be/products/1272.html>.
5. *Прокон М., Галански М.* Спиральная и многослойная компьютерная томография. – М.: МЕДпресс-информ, 2009. 414 с.
6. *Путрик М.Б., Лаврентьева Ю.Э., Анцыгин И.Н.* Автоматизированное распознавание зон патологической резорбции в челюстных костях человека по данным компьютерной томографии // Медицинская техника. 2014. Т. 48. № 3. С. 21-24.
7. *Зенков А.В.* Линейная алгебра и тензорное исчисление / Учебник для студентов физических специальностей. – Екатеринбург: ГОУ ВПО УГТУ – УПИ, 2006. 96 с.
8. *Бронштейн И.Н., Семендяев К.А.* Справочник по математике для инженеров и учащихся втузов / 13-е изд., испр. – М.: Наука, 1986. 544 с.

*Максим Борисович Путрик,
аспирант,
кафедра экспериментальной физики,
Уральский федеральный университет
имени первого Президента России Б.Н. Ельцина,
Юлия Эдуардовна Лаврентьева,
канд. мед. наук, генеральный директор,
ЗАО «Центр изучения региональных
стоматологических проблем
с клиникой «Уралдент»,
Игорь Николаевич Анцыгин,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
кафедра экспериментальной физики,
Уральский федеральный университет
имени первого Президента России Б.Н. Ельцина,
г. Екатеринбург,
e-mail: pmb-88@mail.ru*

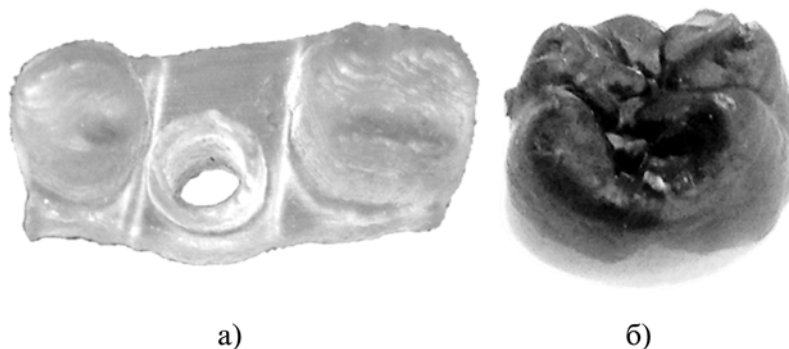


Рис. 4. Образцы, изготовленные методом быстрого прототипирования: а) исходные данные получены на компьютерном томографе «GALILEOS»; б) исходные данные получены на микрокомпьютерном томографе «SkyScan»

* * * * *