

Разработка общей схемы синтеза предпроектной антропометрической 3D-модели пациента для челюстно-лицевой хирургии

10, октябрь 2010

автор: Демина А. И.

nastser@rambler.ru

Введение

За последние два десятилетия возник широкий спектр методов лучевой диагностики, позволяющих получать детальную информацию о структуре, свойствах и особенностях функционирования различных органов человеческого тела путем качественного анализа биомедицинских изображений. До недавнего времени анализ биомедицинских изображений был основан на плохо формализованных эвристических методах.

Синтез предпроектной антропометрической 3D-модели пациента является частью процесса лечения пациента, представленной на рисунке 1.

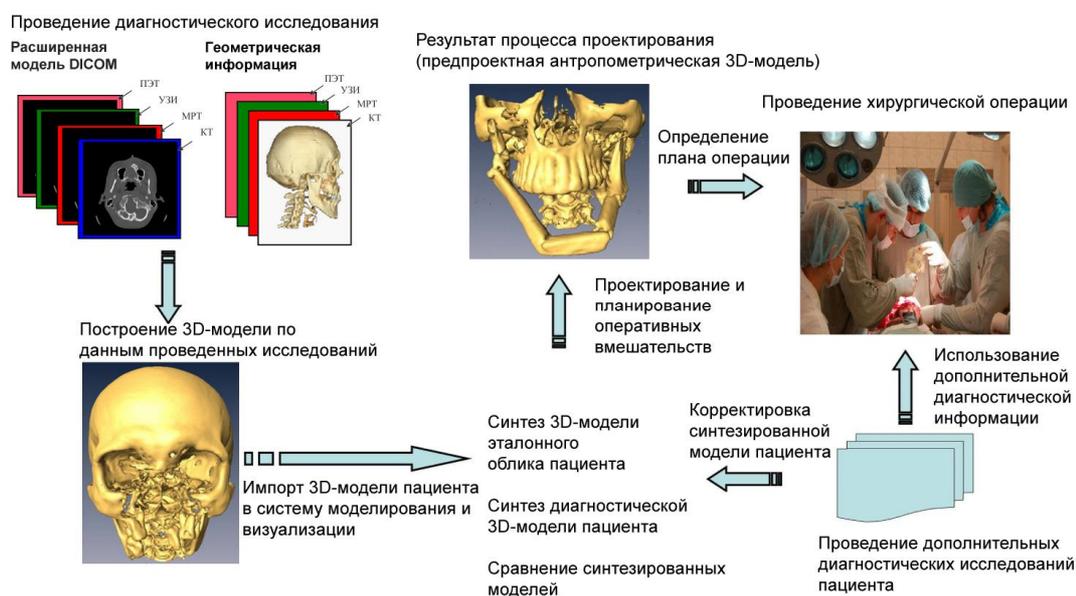


Рис. 1. Общая схема лечения пациента

Исходными данными для синтеза выступает 3D-модель пациента, полученная по данным диагностики, а результатами его — синтезированная модель, которая используется на этапе проектирования и планирования оперативных вмешательств.

Синтез предпроектной антропометрической модели пациента — это процесс, состоящий из нескольких этапов, определенных последовательностью операций, применение которого позволяет получить из исходной деформированной (в результате травм или врожденных деформаций) модели лицевого скелета (**3D-модель пациента**) некоторое приближение к послеоперационному облику.

Процесс синтеза предпроектной антропометрической модели пациента можно разделить на три этапа:

- 1) восстановление 3D-модели пациента;
- 2) синтез диагностической 3D-модели пациента;
- 3) синтез эталонной 3D-модели пациента.

При решении задачи синтеза предпроектной антропометрической 3D-модели пациента используются следующие допущения и ограничения:

- 1) в процессе синтеза эталонного облика пациента рассматривается только лицевой скелет без учета мягких тканей;
- 2) задача синтеза сужается до рассмотрения деформаций челюстного отдела черепа;
- 3) при синтезе не учитываются факторы роста костей во времени;
- 4) критериями оценки качества результатов синтеза являются всевозможные эстетические критерии, а из функциональных критериев рассматриваются правильность прикуса и возможность выполнения акта жевания;
- 5) диагностическая 3D-модель пациента основывается на комплексной мультимодальной 3D-модели пациента.

1. Восстановление 3D-модели пациента

3D-модель пациента — это электронная модель, полученная в результате медицинских исследований.

Для получения 3D-модели пациента необходимо провести диагностические исследования. При диагностике используется специальное медицинское оборудование, например томограф. Результаты исследования записываются в DICOM файлы (основной медицинский формат данных), которые подлежат обработке [1].

Для построения 3D-модели используется специальное программное обеспечение (ПО), например, – Amira [2]. В результате исследований получают воксельные модели пациента. Схема восстановления 3D-модели пациента, лечение которого рассмотрено в работе [17], показана на рисунке 2.

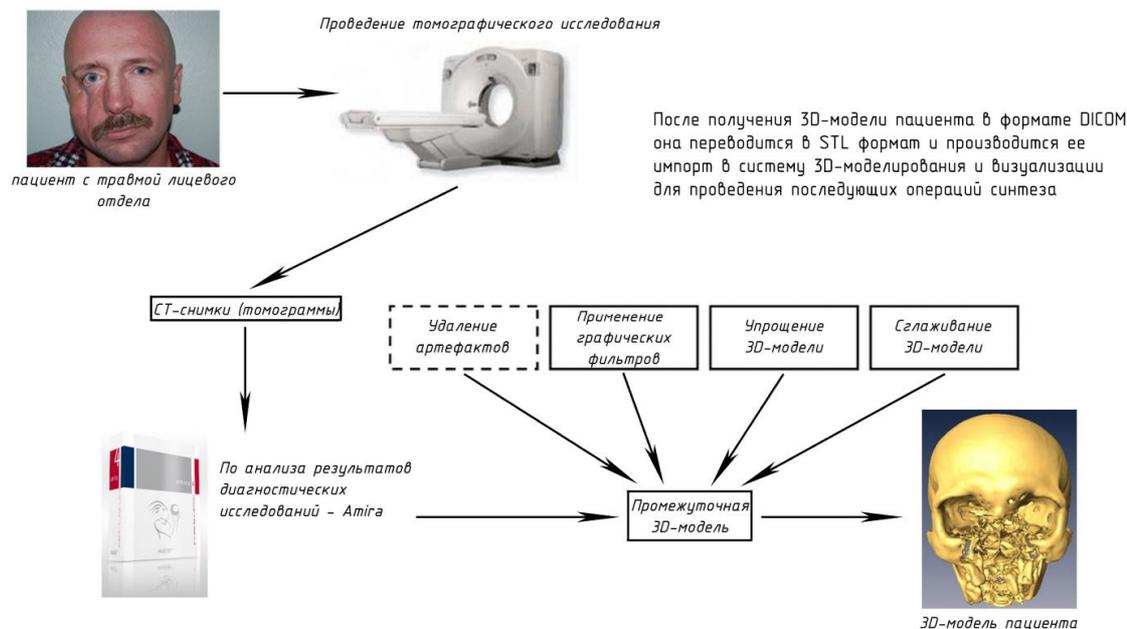


Рис. 2. Схема восстановления 3D-модели пациента

2. Синтез диагностической 3D-модели пациента

Диагностическая 3D-модель пациента — комплексная 3D-модель пациента, объединяющая в себе общую и функциональную диагностическую информацию о пациенте, 3D-геометрическую модель пациента (поверхностная модель + воксельная модель), распределенную функциональную модель (на уровне отдельного вокселя). Поверхностная модель получается в результате экспорта изображения в программный комплекс 3D MAX [3].

Комплексная 3D-модель получается в результате совмещения медицинских изображений.

Совмещение медицинских изображений — это однозначное отображение

$T : I(x, y, z, t) \rightarrow I(x', y', z', t_0)$ точки пространства одного изображения $I(x, y, z, t)$, полученного в момент времени t , в точку пространства другого изображения $I(x', y', z', t_0)$, полученного в момент времени t_0 . При этом и исходная точка и ее отображение в другом пространстве являются одной и той же точкой анатомической структуры [4]. Преобразования могут быть двумерными для двумерных пространств (одиночных снимков) или трехмерными для трехмерных пространств (объемных изображений).

Простейшим примером такого преобразования может служить преобразование движения, при котором сохраняются расстояния между всеми точками объекта на изображении [5]. Преобразования движения обычно используются для компенсации изменений положения объекта на изображениях. Более сложные преобразования используются для компенсации упругих деформаций объекта, произошедших за промежуток времени между обследованиями. Также упругие преобразования могут применяться для устранения искажений, характерных для лучевого обследования. Например, уравнение

$$T(x, y, z) = \begin{pmatrix} \theta_{11} & \theta_{12} & \theta_{13} \\ \theta_{21} & \theta_{22} & \theta_{23} \\ \theta_{31} & \theta_{32} & \theta_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \theta_{14} \\ \theta_{24} \\ \theta_{34} \end{pmatrix} \quad (1)$$

представляет собой аффинное преобразование точек изображения.

2.1. Обзор методов к совмещению медицинских изображений

2.1.1. Методы совмещения ориентиров

В основе этих методов лежит поиск преобразования совмещения T как совмещение заранее известных точек (ориентиров) на изображениях [6]. Совмещая ориентиры можно добиться установления геометрической связи между разными изображениями. Теоретически, матрица оператора преобразования между двумя наборами снимков может быть рассчитана при наличии 3 неколлинеарных точек в каждом изображении. В зависимости от типа ориентира данные методы можно разделить на методы, использующие внешние и внутренние ориентиры.

Под внешними ориентирами подразумеваются следы искусственных маркеров, которые благодаря своей природе хорошо различимы на изображениях даже разных модальностей¹. На практике применение внешних ориентиров затруднено тем, что требует точного позиционирования маркеров на объекте при проведении последовательных исследований, что практически невозможно в том случае, если диагностика проходит в разных учреждениях.

Под внутренними ориентирами подразумеваются характерные (реперные точки) самого объекта. Несколько реперных точек, используемых при совмещении изображений мозга и черепа, показаны на рисунке 3.

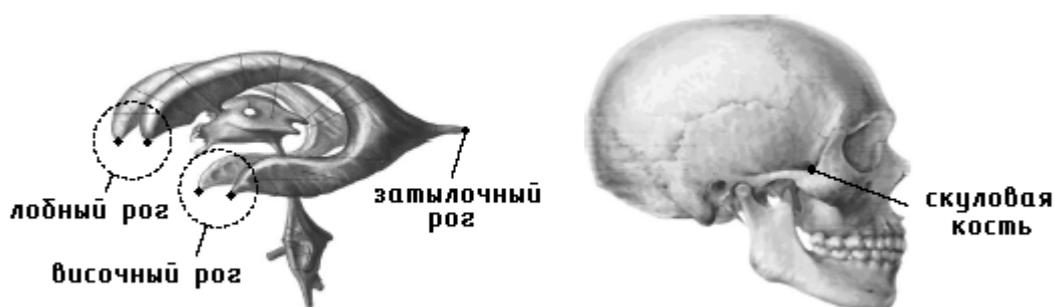


Рис. 3. Внутренние ориентиры

Использование внутренних ориентиров получило широкое распространение в совмещении мономодальных изображений и практически не используется при мультимодальном совмещении. Это связано с тем, что довольно сложно с заданной точностью распознать анатомические ориентиры на снимках разной модальности. Если костные ткани достаточно хорошо видны на снимках компьютерной томографии (КТ), то на снимках магнитно-резонансной томографии (МРТ) они практически не различимы, а, соответственно, не различимы и ориентиры. К тому же поиск таких

¹ Изображения объекта, полученные посредством одного и того же метода диагностики, но в последовательные моменты времени, принято называть унимодальными. В свою очередь изображения, полученные посредством разных методов диагностики, называют мультимодальными. И для унимодальных и для мультимодальных медицинских изображений характерны два свойства.

— Взаимодополняемость. Изображения всегда содержат разную информацию об исследуемом объекте: мультимодальные в силу разных физических основ способа их получения, а унимодальные вследствие наличия временного интервала между обследованиями.

— Синергизм. Комбинируя изображения можно получить дополнительную уникальную информацию об исследуемом объекте.

точек требует участия достаточно опытного радиолога.

2.1.2. Метод совмещения кривых и поверхностей

Суть данного метода заключается в том, что изображение предварительно сегментируется с целью выделения характерных кривых и поверхностей. Впоследствии производится совмещение изображений посредством минимизации расстояний между характерными кривыми или поверхностями. По сравнению с совмещением ориентиров, данный метод не требует участия врача-радиолога для установления соответствия между анатомическими ориентирами, хотя и полной автоматизации метод также не поддается. Основным недостатком метода можно считать необходимость предварительной обработки изображения (сегментации). В связи с этим точность совмещения напрямую зависит от точности сегментации [7].

2.1.3. Методы на основе теоретико-информационного подхода

Впервые теоретико-информационный подход к совмещению медицинских изображений был предложен в начале 90-х годов прошлого века [8, 9]. В основе подхода лежит предположение о том, что области, представляющие собой одну анатомическую структуру на совмещаемых унимодальных изображениях, состоят из вокселей с близкими значениями интенсивности (в случае мультимодальных изображений интенсивности вокселей области первого изображения могут сильно отличаться от интенсивностей соответствующей области на втором изображении). В случае идеального совмещения отношения интенсивностей соответствующих вокселей в определенных областях обоих изображений отличаются на очень малую величину. Поэтому совмещение изображений можно произвести путем минимизации средней дисперсии отношений интенсивностей соответствующих вокселей изображений. В 1995 году в качестве универсальной меры качества совмещения изображений было предложено использовать взаимную информацию [10, 11]. На протяжении последующего десятилетия рядом работ была подтверждена состоятельность этой меры.

У каждого из рассмотренных методов совмещения изображений есть ряд недостатков, которые необходимо учесть при выборе наиболее оптимального для работы метода:

- Дискретность изображений. Сложность переформатирования связана прежде всего с саплингом. Она возникает на этапе вычисления интенсивности в некоторой точке нового изображения. Саплингом изображения называется дискретное, а не непрерывное, распределение интенсивности в пространстве изображения. Изображение представляет собой массив дискретных интенсивностей, которые называются вокселями для объемных и пикселями для плоских изображений.
- Совмещение ориентиров. Сложно распознать анатомические ориентиры на снимках разной модальности. Если костные ткани достаточно хорошо видны на снимках КТ, то на снимках МРТ они практически не различимы, следовательно, не различимы и ориентиры. Поиск таких точек требует участия достаточно опытного радиолога.
- Совмещение кривых и поверхностей. Точность совмещения изображения зависит от точности сегментации изображения. При плохой сегментации увеличивается погрешность совмещения.

2.2. Теоретико-информационный метод совмещения изображений

2.2.1. Энтропия

Одним из базовых понятий теории информации является понятие энтропии, которое

используется как мера количества информации. В теории информации понятие энтропии впервые ввел Хартли и определил его как степень неопределенности источника сообщений [12]:

$$H = n \cdot \log s = \log s^n, \quad (2)$$

где s — количество символов алфавита, используемого для передачи сообщения; n — длина передаваемого сообщения.

Позднее Шеннон указал на недостаток определения энтропии Хартли, который заключается в том, что оно не учитывает вероятность появления того или иного символа в сообщении. Для устранения этого недостатка Шеннон предложил свое определение энтропии.

$$H = \sum_i p_i \cdot \log \frac{1}{p_i} = -\sum_i p_i \cdot \log p_i, \quad (3)$$

где p_i — вероятность появления i -го символа алфавита в сообщении.

Оценка энтропии Шеннона может быть вычислена для любого полутонового изображения [13]. В этом случае вместо вычисления оценки вероятностей появления символов в сообщениях, вычисляется оценка распределения вероятностей оттенков серого в полутоновом изображении. Оценить вероятность появления некоторого оттенка можно, подсчитав количество появлений вокселей данного оттенка и разделив это количество на общее количество вокселей в изображении. Изображение, состоящее из вокселей схожих оттенков, характеризуется малым значением оценки энтропии (неопределенности) и содержит небольшое количество информации. Соответственно, изображение, содержащее примерно равные количества вокселей разных оттенков, характеризуется большим значением оценки энтропии и содержит большое количество информации.

Также энтропию можно определить как дисперсию распределения вероятности. Если распределение оттенков серого для изображения описывается непрерывной функцией с одним глобальным максимумом, то энтропия изображения будет небольшой. В контексте применения теории информации к обработке изображений определим энтропию как количество информации, которое несет в себе появление некоторого оттенка серого в изображении.

2.2.2. Общая энтропия

Общую оценку энтропии возникновения двух независимых событий в терминах энтропии Шеннона можно определить как:

$$H = -\sum_{i,j} p(i,j) \cdot \log p(i,j), \quad (4)$$

где p_i — вероятность одновременного появления символов i и j на одной и той же позиции в двух независимых сообщениях.

Общую энтропию возникновения двух вокселей некоторой интенсивности (оттенков серого) на одной позиции в двух разных изображениях можно представить при помощи общей гистограммы изображений [14].

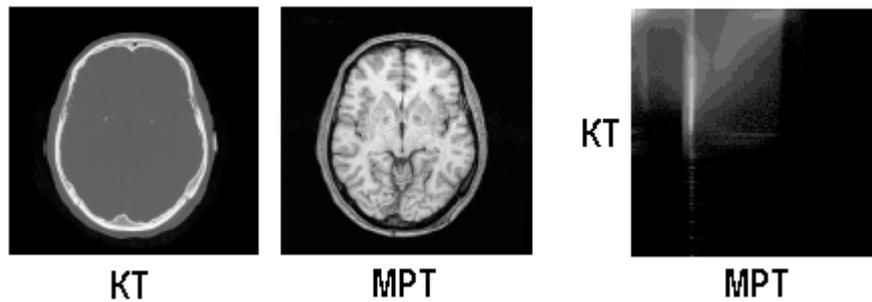


Рис. 4. Общая гистограмма изображений

На рисунке 4 показана общая гистограмма интенсивностей изображений КТ и МРТ. Ясно различимый на гистограмме вертикальный кластер указывает на области изображений КТ и МРТ, однозначно соответствующие друг другу.

Такая интерпретация общей энтропии указывает на возможность ее использования в качестве меры качества совмещения, как унимодальных, так и мультимодальных изображений. В этом случае задачу совмещения изображений можно поставить как задачу поиска преобразования T одного изображения в пространство другого изображения, минимизирующего общую энтропию.

Такая постановка имеет свои недостатки. Одним из самых очевидных недостатков является то, что не всегда минимальная общая энтропия соответствует наилучшему совмещению изображений. Например, общая энтропия будет минимальна в том случае, если изображения наложены друг на друга лишь краями, для которых обычно характерна низкая интенсивность. Если же изображения вообще не пересекаются, то общая энтропия и вовсе равна нулю.

2.2.3. Взаимная информация

Определить понятие взаимной информации можно несколькими способами [12]. Ниже представлены три наиболее часто применяемых определения. Все они равнозначны, так как могут быть сведены друг к другу. Тем не менее, совмещение изображений будут довольно сильно отличаться при использовании разных определений взаимной информации. Все три определения взаимной информации приводятся в контексте совмещения изображений.

Первое определение, пожалуй, наилучшим способом объясняет термин “взаимная информация”. Для двух изображений A и B взаимная информация I может быть определена следующим образом:

$$I(A, B) = H(B) - H(B | A). \quad (5)$$

Здесь $H(B)$ — оценка энтропии Шеннона для изображения B , вычисленная на основе оценки вероятности оттенков серого; $H(B | A)$ — оценка условной энтропии, вычисленная на основе оценки их условных вероятностей $p(b | a)$. Под условной вероятностью $p(b | a)$ понимается вероятность появления воксела с интенсивностью b в изображении B , соответствующего вокселу интенсивности a в изображении A .

Интерпретируя энтропию как меру неопределенности, это определение взаимной информации можно записать как «количество неопределенности об изображении B за вычетом неопределенности об изображении B , когда известно изображение A ». Другими словами взаимная информация — это количество информации, содержащееся в изображении A об изображении B . Так как изображения могут идти в разном порядке, то равнозначным определением будет количество информации, содержащееся в изображении B об изображении A . В таком случае задачу совмещения изображений

можно поставить как максимизацию взаимной информации совмещаемых изображений: изображения должны быть ориентированы друг относительно друга таким образом, чтобы их взаимная информация была максимальной.

Второе определение взаимной информации более тесно связано с общей энтропией:

$$I(A, B) = H(A) + H(B) - H(A, B) \quad (6)$$

Это определение содержит слагаемое $(-H(A, B))$, из чего можно сделать вывод, что максимизация взаимной информации напрямую связана с минимизацией общей энтропии. Выше было описано, как гистограмма общей энтропии показывает качество совмещения изображений через дисперсию интенсивностей (оттенков серого), а общая энтропия является мерой этой дисперсии. Преимуществом взаимной информации перед общей энтропией является то, что она включает в себя еще маргинальные энтропии обоих изображений. Взаимная информация и общая энтропия вычисляются для пересекающихся частей изображений, поэтому обе меры чувствительны к размеру этих частей. В отличие от общей энтропии, взаимная информация лучше применима в случае пересечения лишь крайних частей изображений, не содержащих анатомических структур, так как она содержит маргинальные энтропии $H(A)$ и $H(B)$. Это позволяет уменьшить значение взаимной информации, когда в области пересечения изображений отсутствуют какие-либо значимые его части, содержащие анатомические структуры. Таким образом, взаимная информация как мера качества совмещения изображений более совершенна, чем общая энтропия, но все же и она имеет свои недостатки.

Третье определение взаимной информации связано с расстоянием Кульбака-Лейблера, которое для двух распределений p и q , изображений A и B , определяется как

$$\sum_i p(i) \cdot \log \frac{p(i)}{q(i)} \quad (7)$$

и представляет собой меру расстояния между двумя распределениями. По аналогии с мерой Кульбака-Лейблера, взаимную информацию изображений A и B можно определить следующим образом:

$$I(A, B) = \sum_{a,b} p(a,b) \cdot \log \frac{p(a,b)}{p(a) \cdot p(b)}. \quad (8)$$

Это определение интерпретируется, как мера расстояния между общим распределением оттенков серого $p(a, b)$ и общим распределением, в случае независимости изображений $p(a)p(b)$. Иначе можно сказать, что взаимная информация — это мера взаимосвязи изображений. Тогда в контексте задачи совмещения можно предположить, что при наилучшем совмещении изображений они наиболее сильно взаимосвязаны друг с другом.

Таким образом, задачу совмещения изображений можно решать по общей схеме, представленной на рисунке 5.

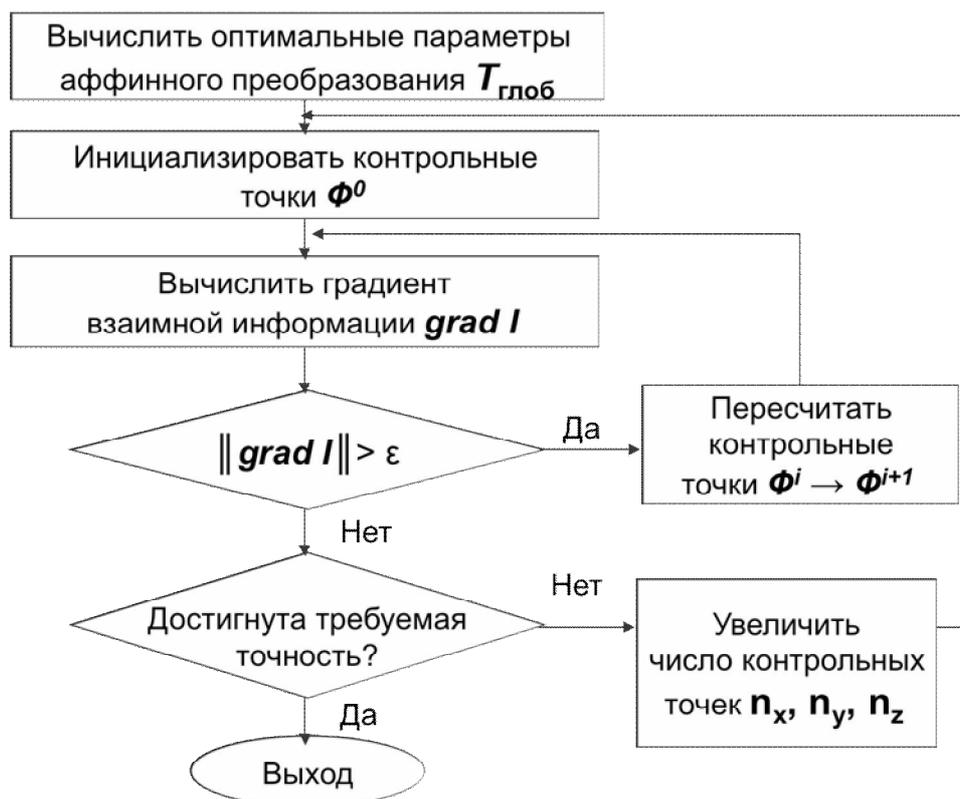


Рис. 5. Общая схема решения задачи совмещения изображений

Ранее было введено допущение, что диагностическая 3D-модель пациента основывается на комплексной мультимодальной 3D-модели пациента¹. Учитывая анизотропность² свойств органов человека, ранее проведенный обследования, диагностическую информацию и заключение специалистов, получаем общую схему синтеза диагностической 3D-модели пациента для челюстно-лицевой хирургии, представленную на рисунке 6.

¹ Электронная n-мерная модель H , каждое измерение $H_i, i = 1, \dots, n$ которой содержит результат лучевой диагностики пациента (в виде воксельной модели $I(x, y, z)$), проведенной методом $M_j, j = 1, \dots, m$ в некоторый момент времени t_i , а также набор преобразований T , которые отображают данное измерение в пространство, определяемое любым другим измерением модели H . Преобразования T в общем случае должны быть нелинейными.

² Неодинаковость свойств среды

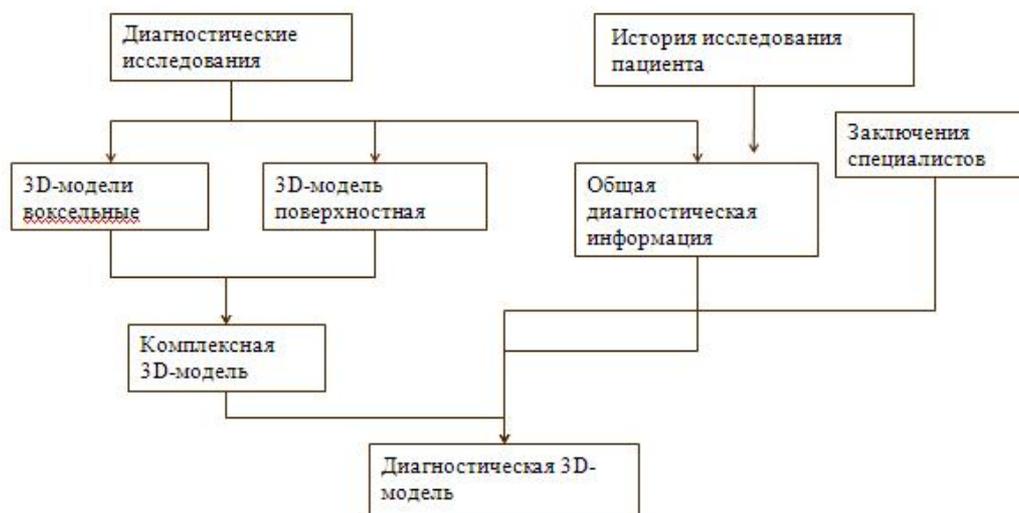


Рис 6. Общая схема синтеза диагностической 3D-модели пациента

3. Синтез эталонной 3D-модели пациента

Эталонный облик пациента — идеализированный прототип послеоперационного облика пациента — максимально приближенный к облику пациента без травмы.

Эталонная 3D-модель пациента — 3D-модель, полученная из исходной деформированной (в результате травм или врожденных деформаций) 3D-модели лицевого скелета некоторое приближение к эталонному облику.

Синтез эталонного облика пациента — это методика, определяющая последовательность действий. В результате применение которых из исходной деформированной 3D-модели лицевого скелета получается некоторое приближение к эталонному облику.

Процесс синтеза эталонной 3D-модели пациента можно разделить на два этапа:

- 1) поиск на 3D-модели пациента цефалометрических (опорных) точек, которые составляют цефалометрические измерения и определяют плоскости лицевого скелета;
- 2) изменение геометрии 3D-модели пациента по найденным цефалометрическим точкам, плоскостям и измерениям для получения эталонного облика.

Вне зависимости от степени тяжести травмы и ее характера, первый этап является общим для синтеза эталонной 3D-модели пациента и содержит следующие подэтапы:

- 1) в зависимости от пола и типа пациента, производится выбор модели «здорового» лицевого скелета с заранее размещенными цефалометрическими точками — модель-прототип;
- 2) производится перенос цефалометрических точек с модели-прототипа на 3D-модель пациента с учетом деформированной геометрии и/или отсутствия отдельных ее участков, а также погрешностей проведения исследований на компьютерном томографе, как для модели-прототипа, так и для 3D-модели пациента (угловое и линейное смещения томографа при проведении диагностического исследования).

Процедура выполнения второго этапа синтеза эталонной 3D-модели пациента зависит от

характера и степени тяжести травмы/деформации.

3.1. Врожденная деформация

Врожденная деформация — это, например, нарушение прикуса вследствие нижнечелюстного прогнатизма — сильно выдвинутая в сагиттальном направлении нижняя челюсть.

Большинство врожденных деформаций, как правило, не связано с отсутствием каких-либо участков лицевого скелета, а вызвано смещениями и перекосами отдельных участков друг относительно друга.

Таким образом, процедура второго этапа (перенос цефалометрических точек с модели-прототипа на 3D-модель пациента) в условиях врожденных деформаций заключается в таком изменении геометрии 3D-модели пациента (смещение/выравнивание) с учетом найденных на первом этапе (выбор модели «здорового» лицевого скелета) цефалометрических точек, построенных по ним плоскостей и рассчитанных цефалометрических измерений, чтобы рассматриваемый участок лицевого скелета был установлен в его правильное анатомическое положение.

3.2. Травмы малой и средней тяжести

К травмам малой и средней тяжести относятся, например, локальные деформации нижней челюсти.

При подобных травмах для синтеза послеоперационного облика пациента применима операция «зеркалирования» его отдельных участков относительно медианной (срединной) плоскости черепа. При этом необходимым условием проведения подобной операции является наличие не деформированного участка модели, «зеркального» деформированному.

Процедура второго этапа в данном случае заключается в том, что по найденным на первом этапе цефалометрическим точкам необходимо построить медианную плоскость лицевого скелета пациента и произвести «зеркалирование» выбранного «здорового» участка 3D-модели пациента относительно этой плоскости для получения его «симметричного» отображения на месте деформированного участка.

3.3. Травмы высокой степени тяжести

К травмам этого типа относятся, например, обширные деформации челюстного отдела черепа в результате огнестрельного ранения.

В условиях подобных травм 3D-модель пациента сильно деформирована и в ней, как правило, отсутствуют большие участки лицевого скелета (например, нижняя челюсть), а также наблюдается наличие большого числа осколков костной ткани.

Процедура второго этапа в данных условиях заключается в том, что необходимо разместить выбранный участок модели-прототипа, заменив тем самым поврежденную область 3D-модели пациента. При замене деформированной области, участок модели-прототипа должен быть некоторым образом масштабирован в соответствии с рассчитанными средними значениями цефалометрических измерений для его корректировки под геометрию 3D-модели пациента. После корректировки, деформированный участок модели пациента, заменятся здоровым участком модели-прототипа в определенном анатомическом положении.

Для определения наилучшего метода синтеза эталонной 3D-модели пациента, нами были проведены исследования [15,16], результаты которых приведены в таблице 1.

Таблица 1

Вид травмы	Вид повреждения (геометрия)	Метод синтеза	Возможный альтернативный метод синтеза
Приобретенные травмы Травмы малой и средней тяжести (например, локальные деформации нижней челюсти)	Ассиметричное; не повреждена медианная плоскость Симметричное; повреждена медианная плоскость использование «родных здоровых» участков лицевого скелета при их «зеркалировании» для замещения деформированных	Синтез по 2D-фотографиям, если повреждение на одной геометрической половине лица; Иначе объемная съемка Синтез по томограмме	Синтез по томограмме Синтез по имеющимся фотографиям Синтез по прототипа родственников
Травмы высокой степени тяжести (например, обширные деформации челюстного отдела черепа в результате огнестрельного ранения)	Лицо повреждено полностью использование участков моделей-прототипов Необходимый для замещения участок (нижняя челюсть) выделяется на модели-прототипе, изменяется его форма и размеры для корректировки под геометрию 3D-модели пациента по средним значениям ряда цефалометрических измерений и пристыковывается мышечками к суставным ямкам 3D-модели пациента. В качестве средств автоматизации в данном случае выступают средства для корректировки формы и размеров прототипа под деформированную геометрию по цефалометрическим измерениям, а также стыковки прототипа к 3D-модели пациента.	Синтез по имеющимся фотографиям	Синтез по томограмме (обязательно использование прототипов) Синтез по прототипам родственников
Врожденные травмы Врожденная деформация (например, нарушение прикуса вследствие нижнечелюстного прогнатизма – сильно выдвинутая в сагиттальном направлении нижняя челюсть)	Ассиметричное; не повреждена медианная плоскость Симметричное; повреждена медианная плоскость	Синтез по 2D-фотографиям, если повреждение на одной геометрической половине лица; Иначе объемная съемка	Синтез по томограмме Синтез по прототипам родственников Большинство врожденных деформаций, как правило, не связано с отсутствием каких-либо участков лицевого скелета, а вызвано смещениями и перекосами отдельных участков друг относительно друга. Таким образом, процедура второго этапа в условиях врожденных деформаций заключается в таком изменении геометрии 3D-модели пациента (смещение/выравнивание) с учетом найденных на первом этапе цефалометрических точек, построенных по ним плоскостей и рассчитанных цефалометрических измерений, чтобы рассматриваемый участок лицевого скелета был установлен в его правильное анатомическое положение.

Из результатов, приведенных в таблице 1, следует, что наиболее универсальным для синтеза эталонной 3D-модели пациента является метод синтеза по томограммам.

Учитывая все выше сказанное, получаем общую схему синтеза эталонной 3D-модели пациента для челюстно-лицевой хирургии, которая представлена на рисунке 7.

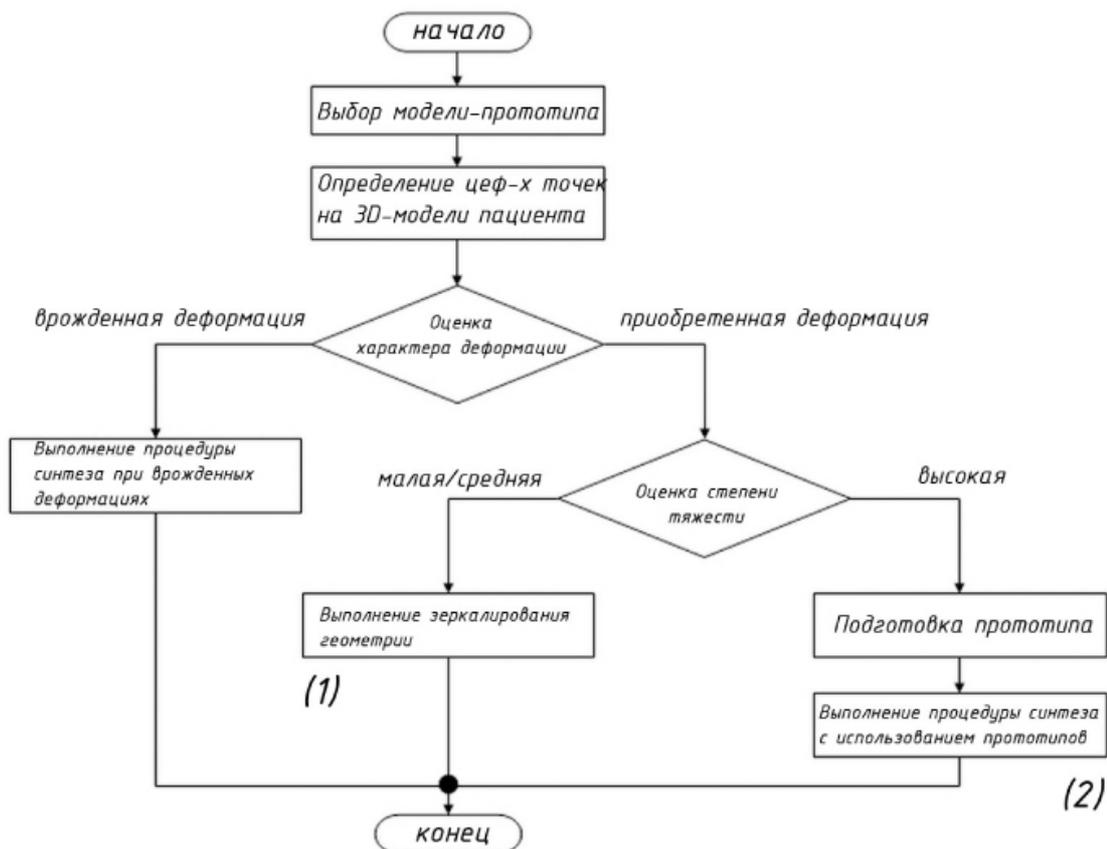


Рис. 7. Общая схема синтеза эталонной 3D-модели пациента

Здесь (1) – алгоритм зеркалирования, (2) – алгоритм синтеза с использованием прототипов, общие схемы которых представлены на рисунке 8.

(1) Алгоритм зеркалирования



(2) Алгоритм синтеза с использованием прототипов

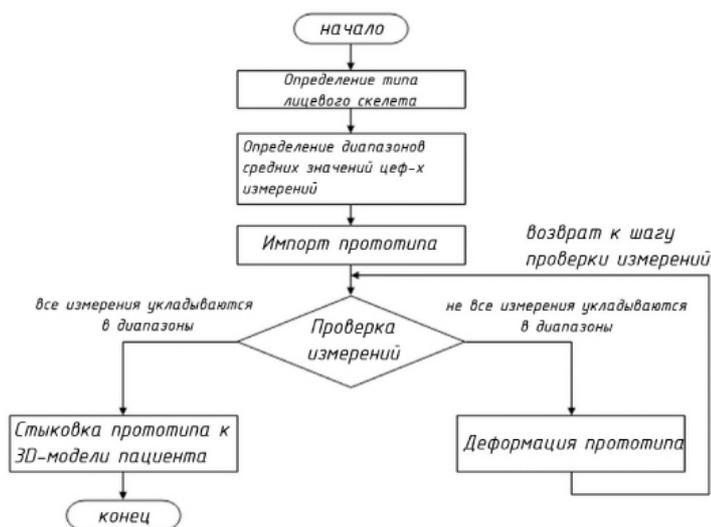


Рис. 8. Расширение общей схемы синтеза эталонной 3D-модели пациента в зависимости от деформации

3.4. Оценка восстановления 3D-модели пациента

Для оценки восстановленного облика пациента введем функциональные и эстетические критерии.

Функциональные критерии оценивают возможность жевания, правильность прикуса и другие функциональные возможности пациента.

Эстетические критерии нужны для пациента, что бы он мог представить свой внешний вид после операции.

С учетом эстетических критериев, схема синтеза эталонного облика пациента принимает итерационный характер, который приведен на рисунке 9.



Рис. 9. Итерационная схема синтеза эталонной 3D-модели пациента с учетом эстетического критерия оценки результата

4. Синтез предпроектной антропометрической 3D-модели пациента

Синтез предпроектной антропометрической модели пациента — это выполнение определенной последовательности действий, которая позволяет из деформированной модели пациента получить приближенную к послеоперационному облику пациента модель. Данная модель содержит нужную для дальнейшего планирования операции информацию.

После построения эталонной и диагностической 3D-моделей, из первой логически вычитается вторая, для определения поврежденных участков и возможности специалистов принять решение по восстановлению той или иной поврежденной областей.

После принятия решения специалистами получается первая предпроектная антропометрическая 3D-модель пациента. В результате следующих этапов планирования, операции модель может измениться.

Таким образом, общая схема синтеза предпроектной антропометрической 3D-модели пациента для челюстно-лицевой хирургии выглядит так, как показано на рисунке 10.

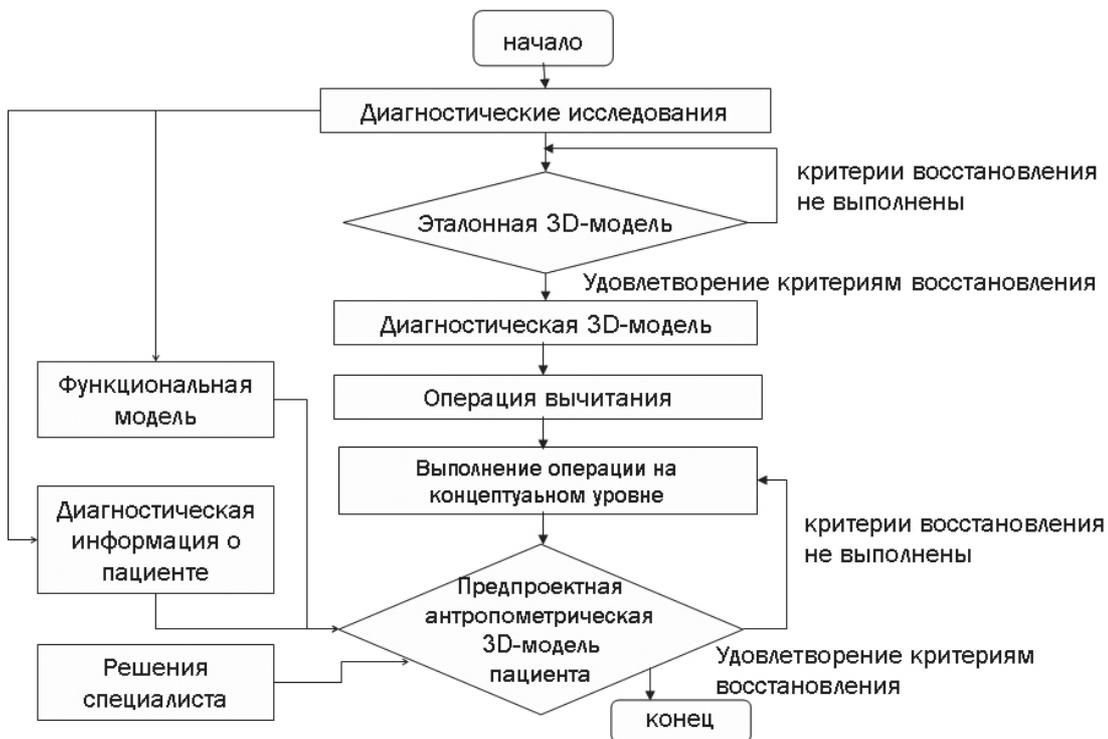


Рис. 10. Общая схема синтеза предпроектной антропометрической 3D-модели пациента для челюстно-лицевой хирургии

5. Заключение

В данной работе разработана общая схема синтеза предпроектной антропометрической 3D-модели пациента. Синтез которой состоит из нескольких этапов:

- синтез эталонного облика пациента;
- синтез диагностической модели и сравнение ее с эталонным обликом;
- синтез антропометрической модели пациента;

для каждого из которых предложена общая схема решения.

Литература

1. DICOM [Электронный ресурс] // Digital Imaging and Communications in Medicine — (<http://medical.nema.org/dicom>).
2. Amira [Электронный ресурс] // Документация по программе Amira — (<http://www.amira.com/images/stories/pdf/522/AmiraUsersGuide.pdf>)
3. Autodesk [Электронный ресурс] // документация по программе 3DS MAX — (<http://usa.autodesk.com/adsk/servlet/pc/index?id=13567410&siteID=123112>)
4. D. Rueckert. Non-rigid registration using free-form deformations: Application to breast MR images, 1999 — (www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10534053)
5. А. А. Заславский. Геометрические преобразования. // Изд. “МЦНМО”, 2004
6. S. Frantz, K. Rohr. Localization of 3D anatomical point landmarks in 3D tomographic images using deformable models, 2000 — (<http://citeseer.ist.psu.edu/382680.html>)
7. D. N. Levin, C. A. Pelizzari. Retrospective geometric correlation of MR, CT and PET images, 1988 — (<http://radiology.rsna.org/cgi/content/abstract/169/3/817>)
8. R. P. Woods, S. R. Cherry, J. C. Mazziotta. Rapid automated algorithm for aligning and reslicing PET images, 1992. — (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1629424>)
9. R. P. Woods, J. C. Mazziotta, S. R. Cherry. MRI-PET registration with automated algorithm, 1993. — (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8331222>)
10. W. M. Wells III, P. Viola, and R. Kikinis. Multi-modal volume registration by maximization of mutual information, 1995 — (<http://people.csail.mit.edu/sw/papers/mia.pdf>)
11. A. Collignon, F. Maes, D. Delaere, D. Vandermeulen, P. Suetens, and G. Marchal. Automated multi-modality image registration based on information theory, 1995 — (<http://www.citeulike.org/group/1724/article/1107095>)
12. А. М. Янглom, И. М. Янглom. Вероятность и информация // Изд. «КомКнига», 2007.
13. J. P. W. Pluim, J. B. A. Maintz, M. A. Viergever. Mutual information based registration of medical images: a survey, 2003 — (www.cs.jhu.edu/~cis/cista/746/papers/mutual_info_survey.pdf)
14. D. L. G. Hill, D. J. Hawkes, N. A. Harrison, C. F. Ruff. A strategy for automated multimodality image registration incorporating anatomical knowledge and imager characteristics, 1993 — (<http://www.springerlink.com/index/m12358x52118k111.pdf>)
15. А. И. Демина. Классификация методов синтеза послеоперационного облика пациента // XIV всероссийская научно-техническая конференция студентов, молодых ученых и студентов — Рязань, 2009.
16. А.И. Демина. Обзор методов синтеза послеоперационного облика пациента // XII молодежная международная научно-техническая конференция «Наукоемкие технологии и интеллектуальные системы» Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2010.
17. С.Б. Буцан, С.Б. Хохлачев, С.А. Перфильев, Ш.Н. Йигиталиев Хирургическое лечение больных с дефектами и деформациями скуло-глазничной области с применением трехмерного компьютерного моделирования при планировании оперативного вмешательства. // «Институт стоматологии» — Санкт-Петербург, № 47, июнь 2010.