

Министерство образования и науки Российской Федерации

САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ
ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
ПЕТРА ВЕЛИКОГО

О.С. Лобода, Р.И. Петров

Медицинская инженерия:
Предобработка биомеханических моделей в
программном пакете ANSA BETA CAE

Учебное пособие

Санкт-Петербург

2026

УДК 517.958:531.8

Лобода О.С., Петров Р.И. Медицинская инженерия: Предобработка биомеханических моделей в программном пакете ANSA BETA CAE: учеб. пособие. 2026. – 21с.

Соответствует содержанию разделов дисциплины «Медицинская инженерия» подготовки студентов по направлениям 01.03.03 «Механика и математическое моделирование», 15.03.03 «Прикладная механика».

В учебном пособии подробно рассматривается процесс подготовки конечно-элементных (КЭ) моделей биологических структур на основе данных компьютерной томографии (КТ) в среде высокопроизводительного препроцессора ANSA BETA CAE. Особое внимание уделено этапу препроцессинга: очистке геометрии, устранению артефактов томографии, построению поверхностных и объемных сеток, заданию кинематических связей и интеграции моделей эндопротезов.

Табл. 1. Библиогр.: 5 назв.

Оглавление

Введение	4
1 Теоретические основы получения геометрии из данных КТ	5
1.1 Шкала Хаунсфилда и принцип выделения тканей	5
1.2 Конвертация в полигональную модель и типичные артефакты	5
2 Импорт и топологическая подготовка геометрии в ANSA	7
2.1 Импорт и базовая очистка	7
2.2 Разделение сросшихся структур	7
2.3 Сглаживание ступенчатости	8
3 Построение и оптимизация поверхностной сетки	9
3.1 Понятие оболочечных элементов и их роль в биомеханике	9
3.2 Критерии качества сетки	10
3.3 Автоматическое и ручное улучшение сетки	11
4 Генерация объемной сетки	12
4.1 Подготовка замкнутых объемов	12
4.2 Алгоритмы объемного разбиения	12
4.3 Слоистые сетки	13
5 Подходы к КЭ-моделированию структур человеческого тела	14
5.1 Иерархия размерностей конечных элементов в анатомии	15
5.1.1 Объемные 3D-элементы (Solid)	15
5.1.2 Оболочечные 2D-элементы (Shell)	15
5.1.3 Линейные 1D-элементы (Beam, Truss, Spring)	16
5.2 Моделирование кинематики, суставов и контактов	16
5.2.1 Контактное взаимодействие хрящей	16
5.2.2 Распределение локальных нагрузок	17
5.2.3 Маршрутизация мышечных путей	17
5.3 Моделирование слияния тканей и интеграция имплантов	18
5.4 Резюме рабочего процесса сборки модели	19
6 Задачи для самостоятельного решения	20
Библиографический список	21

Введение

Современные методы конечно-элементного моделирования (КЭМ), опирающиеся на возможности лучевой диагностики, позволяют проводить численные эксперименты для решения сложнейших прикладных задач травматологии, ортопедии и хирургии. Основное преимущество данного подхода заключается в возможности виртуального тестирования имплантатов, анализа распределения напряжений в костных структурах и планирования хирургических вмешательств без риска для пациента.

Как отмечает П.И. Бегун, «Биомеханическое моделирование объектов протезирования сформировалось в самостоятельную дисциплину при подготовке магистров по программе «Биотехнические системы и технологии управления состоянием человека и окружающей среды» по профилю «Биотехнические системы и технологии в протезировании и реабилитации» [1].

Одним из самых критичных и трудоемких этапов в КЭ-анализе биологических объектов является **препроцессинг** — подготовка качественной расчетной сетки. Биологические структуры (кости, хрящи, связки) обладают сложной, нерегулярной морфологией, что делает автоматическое построение сетки затруднительным.

Программный комплекс **ANSA BETA CAE Systems** предоставляет мощнейший инструментарий для работы с подобными моделями. Программный пакет предлагает высокий уровень контроля над геометрией, автоматическое поверхностное разбиение с учетом кривизны, генерацию структурированных слоистых сеток (например, для кортикального слоя кости), а также инструменты морфинга для адаптации моделей под индивидуальную анатомическую изменчивость пациентов.

Данное пособие сфокусировано на полном цикле препроцессинга геометрии, полученной из снимков компьютерной томографии (КТ), вплоть до создания готовой к расчету объемной конечно-элементной модели [2].

Глава 1. Теоретические основы получения геометрии из данных КТ

1.1. Шкала Хаунсфилда и принцип выделения тканей

Основой для построения индивидуальных моделей (patient-specific models) являются серии снимков в формате DICOM, получаемые при проведении компьютерной томографии. Метод основан на ослаблении рентгеновского излучения при прохождении через ткани различной плотности. Для количественной оценки рентгеновской плотности применяется шкала Хаунсфилда (HU).

На этой шкале вода имеет плотность 0 HU, воздух — -1000 HU, а плотные структуры, такие как кортикальная кость, могут достигать значений от +1000 до +3000 HU. Губчатая (трабекулярная) кость обычно лежит в диапазоне от +100 до +300 HU.

Для создания КЭ-модели необходимо выделить (сегментировать) нужные ткани. Для этого задается пороговое значение (threshold) рентгеновской плотности. В большинстве биомеханических задач (например, моделирование грудной клетки или локтевого сустава) пороговое значение для выделения костной ткани задается на уровне 150-200 HU.

1.2. Конвертация в полигональную модель и типичные артефакты

Первичная обработка данных DICOM выполняется в специализированных пакетах (InVesalius, RadiAnt, 3D Slicer или во встроенном модуле Retomo от BETA CAE). Результатом является поверхностная полигональная модель в формате STL (стереолитография). Однако прямое использование такой модели в прочностных расчетах недопустимо по ряду причин:

- **Ступенчатость (Stair-step artifacts):** Возникает из-за конечного разрешения томографа (расстояния между аксиальными срезами). Поверхность кости выглядит как набор ступенек, что в расчетах неизбежно вызовет искусственные концентрации напряжений.
- **Шумы и внутренние структуры:** Внутри ребер или длинных трубчатых костей на снимках КТ отображается губчатое вещество и костный мозг. При конвертации они превращаются в хаотичный набор внутренних полигонов (внутренние стенки костномозгового канала), которые мешают созданию сетки.
- **Слияние отдельных костей:** Суставы (например, плечелоктевой,

плечелучевой) или сочленения (ребра и грудные позвонки) в норме имеют хрящевые прослойки. На КТ хрящи не видны (их плотность близка к плотности мягких тканей), но из-за разрешения аппарата и эффекта частичного объема зазоры могут "заплывать", превращая две разные кости в единый неразделимый монолит.

Глава 2. Импорт и топологическая подготовка геометрии в ANSA

2.1. Импорт и базовая очистка

При импорте STL-файла в ANSA модель представляет собой фасетную сетку (набор 2D треугольных элементов). Первым этапом препроцессинга является визуальный анализ и удаление грубых артефактов.

В модуле **TOPO** или **MESH** необходимо вручную или с помощью фильтров удалить изолированные кластеры элементов ("висящие в воздухе" шумы). Далее производится очистка внутренних полостей. Поскольку в большинстве упрощенных макроскопических моделей кости рассматриваются либо как сплошные, либо как двухслойные (тонкий кортикальный слой + сплошной губчатый объем), сложная губчатая микроструктура, полученная с КТ, удаляется.

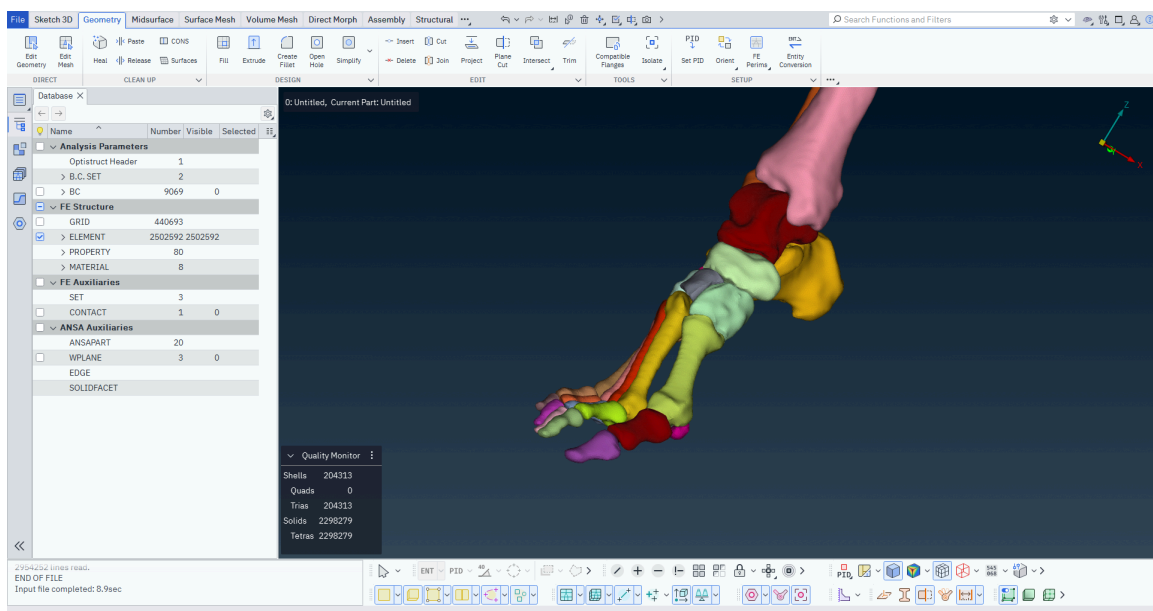


Рис. 1. Интерфейс ANSA BETA CAE

2.2. Разделение сросшихся структур

Если кости (например, локтевая и плечевая кости в зоне сустава, либо ребро и грудной позвонок) на КТ-модели скреплены как единое тело, их необходимо анатомически разделить для корректного моделирования сустава.

1. Используется инструмент удаления (Delete) для ручного удаления

- полигонов в области искусственного сращения.
2. После удаления образуются "открытые грани" (open volume/edges), которые программа подсвечивает красным цветом.
 3. Применяются инструменты Fill или Connect для закрытия (заплатки) образовавшихся отверстий на каждой из костей по отдельности. Это формирует две независимые водонепроницаемые оболочки.

2.3. Сглаживание ступенчатости

Для устранения лестничного эффекта от КТ применяются алгоритмы сглаживания, такие как Smooth. Крайне важно применять сглаживание избирательно, чтобы не исказить функционально важные анатомические зоны (например, суставные впадины, бугристости для крепления сухожилий, надмыщелки). ANSA позволяет контролировать степень сглаживания и ограничивать его влияние на общую геометрию и кривизну модели, сохраняя анатомическую достоверность.

Глава 3. Построение и оптимизация поверхностной сетки

3.1. Понятие оболочечных элементов и их роль в биомеханике

Оболочечные элементы представляют собой математическую абстракцию, позволяющую моделировать трехмерные тела, у которых один размер (толщина) значительно меньше двух других. В отличие от объемных (Solid) элементов, оболочки описываются срединной поверхностью, а их толщина t задается как численный параметр (Property) в настройках модели.

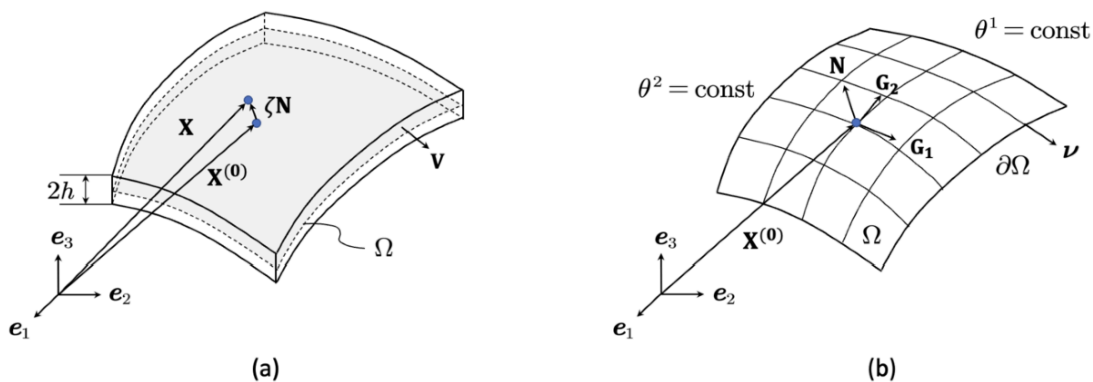


Рис. 2. Оболочечные (shell) сетки

В биомедицинской инженерии использование оболочек является стандартом при моделировании костных структур по ряду причин:

- Несущая способность: Большинство костей (например, плечевая, бедренная или ребра) состоят из плотного наружного слоя — кортикальной кости — и пористого внутреннего трабекулярного вещества. Толщина кортикального слоя невелика (в среднем 1.5–2 мм). Моделирование такого тонкого слоя объемными тетраэдрами потребовало бы создания 3–4 слоев элементов по толщине для исключения эффекта «заклинивания» (shear locking), что привело бы к взрывному росту размерности задачи.
- Работа на изгиб: Биомеханические системы часто подвергаются изгибным нагрузкам (например, ребра при дыхании или кости предплечья при удержании груза). Оболочечные элементы идеально подходят для таких условий, так как учитывают напряжения через

точки интегрирования по толщине.

- Гибкость настройки: Использование оболочек позволяет исследователю быстро изменять толщину кости в разных зонах, имитируя возрастные изменения или патологии (например, остеопороз), без полной регенерации сетки.

3.2. Критерии качества сетки (Quality Criteria)

Перед тем как перейти к созданию 3D объемов, поверхностная (оболочечная) сетка должна быть приведена к строгим критериям качества. Сильно искаженные элементы ведут к математическим сингулярностям, искажению результатов и ошибкам решателя.

Основные критерии (настраиваются в панели Quality Criteria (клавиша F11)):

Критерий (Criterion)	Описание	Типичное допустимое значение
Aspect Ratio (Соотношение сторон)	Отношение максимальной длины грани к минимальной. Идеальный равносторонний треугольник имеет значение 1.	$\leq 4.0 - 5.0$ (для лучшей точности < 3.0)
Skewness (Асимметрия / Угол скоса)	Определяет, насколько форма элемента отклоняется от правильной (симметричной). Выражается в градусах.	$\leq 125^\circ$
Min Length (Минимальная длина)	Самое короткое ребро элемента. Защищает сетку от вырождения и контролирует шаг интегрирования по времени.	≥ 1 мм
Max Length (Максимальная длина)	Ограничивает максимальный размер элемента для обеспечения точности аппроксимации кривизны геометрии.	4 - 5 мм
Min/Max Triang Angle	Минимальный и максимальный внутренний угол треугольного элемента.	Min $\geq 30^\circ$, Max $\leq 120^\circ$

3.3. Автоматическое и ручное улучшение сетки

После задания критериев программа сама указывает на элементы, которые им не соответствуют (элементы Off). Для сырых биомеханических КТ-моделей типично иметь тысячи таких элементов на старте.

Основной инструмент исправления — функция Reconstruct во вкладке **Shell Mesh**. ANSA локально перестраивает сетку, оптимизируя ее под заданные параметры и целевую длину ребра (Target Length), стараясь максимально сохранить исходную топологию.

Если после `Reconstruct` остаются `Off` элементы (что часто бывает в зонах костных остеофитов или резкой смены кривизны), применяются ручные инструменты:

- Reshape — локальное перестроение выделенной группы элементов с оптимизацией их формы.
- Smooth — итеративное перемещение узлов для выравнивания углов и сторон.
- Split/Join — ручное разбиение или слияние полигонов для исправления слишком острых или тупых углов.

Цель этапа: добиться 0 элементов Off (или свести их к долям процента) при сохранении анатомической достоверности модели.

Глава 4. Генерация объемной сетки

4.1. Подготовка замкнутых объемов

Для генерации 3D (Solid) элементов деталь должна представлять собой водонепроницаемую оболочку. В модели не должно быть:

- Открытых граней (**Open Volume**) — проверяется в режиме просмотра границ.
- Пересечений поверхностей (**Penetrations**) — кости не должны геометрически проникать друг в друга.

Процесс создания объема инициализируется инструментом Define (во вкладке Volume), который автоматически находит замкнутые полости макроскопической оболочки.

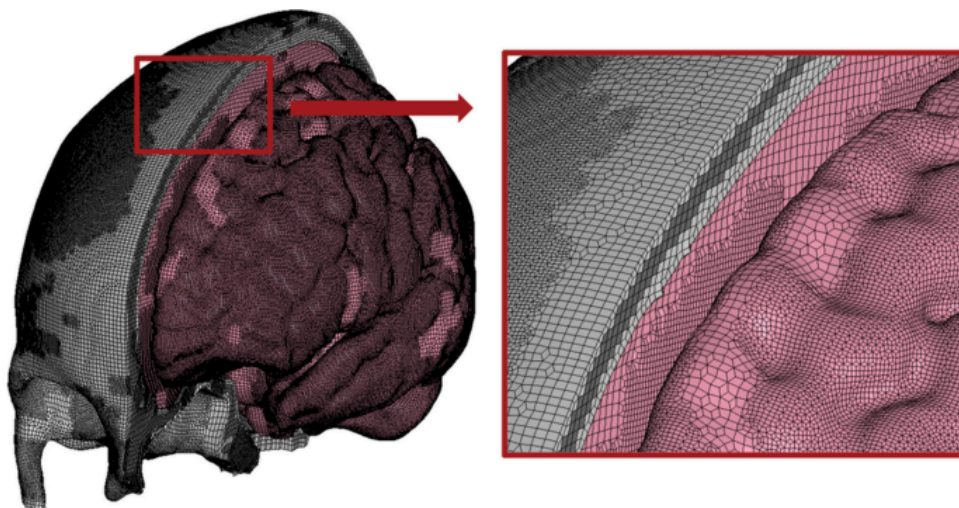


Рис. 3. Объемные (solid) сетки

4.2. Алгоритмы объемного разбиения

В биомеханике для костных структур, как правило, используются тетраэдральные элементы (Tetra-elements). Любой сложный объем, независимо от топологии, можно заполнить тетраэдрами. Гексаэдральная сетка (Hexa-mesh) является предпочтительной с точки зрения точности, но ее построение для органических форм крайне трудоемко, хотя модуль **Hexa Block** в ANSA позволяет делать это полуавтоматически для более простых участков диафиза.

Для заполнения объема кости используется алгоритм **Tetra Rapid**. Алгоритм плавно увеличивает размер элемента от поверхности к центру объема (Growth Ratio), что позволяет экономить вычислительные ресурсы.

4.3. Слоистые сетки

Для моделирования кортикального слоя кости, который является очень тонким (1-3 мм) и берет на себя основные нагрузки, применение простых объемных тетраэдров может привести к излишнему количеству элементов или нарушению критериев качества.

В ANSA применяется два основных подхода:

1. **Оболочечный подход (Shell approach):** Поверхностная сетка определяется как 2D-оболочка (shell) с заданной толщиной (через Property ID -> Thickness), а внутренняя объемная сетка моделирует мягкий трабекулярный слой.
2. **Слоистая объемная сетка (Layered / Extrude):** Выдавливание поверхностных элементов внутрь на 2-3 слоя для формирования объемных призм (Penta) или гексаэдров. Это обеспечивает высочайшую точность расчета изгибных напряжений в кортикальном слое.

Глава 5. Подходы к КЭ-моделированию структур человеческого тела

При переходе от анатомической геометрии к расчетной модели исследователь сталкивается с необходимостью выбора адекватных математических абстракций. Человеческое тело — это сложнейшая система, состоящая из жестких, упругих, вязкоупругих и жидких сред. Использование исключительно объемных 3D-элементов для всех структур приведет к астрономическим вычислительным затратам и численным неустойчивостям [3].

В препроцессоре ANSA применяется системный подход распределения размерностей (1D, 2D, 3D элементов) и типов связей в зависимости от морфологии и биомеханической функции ткани.

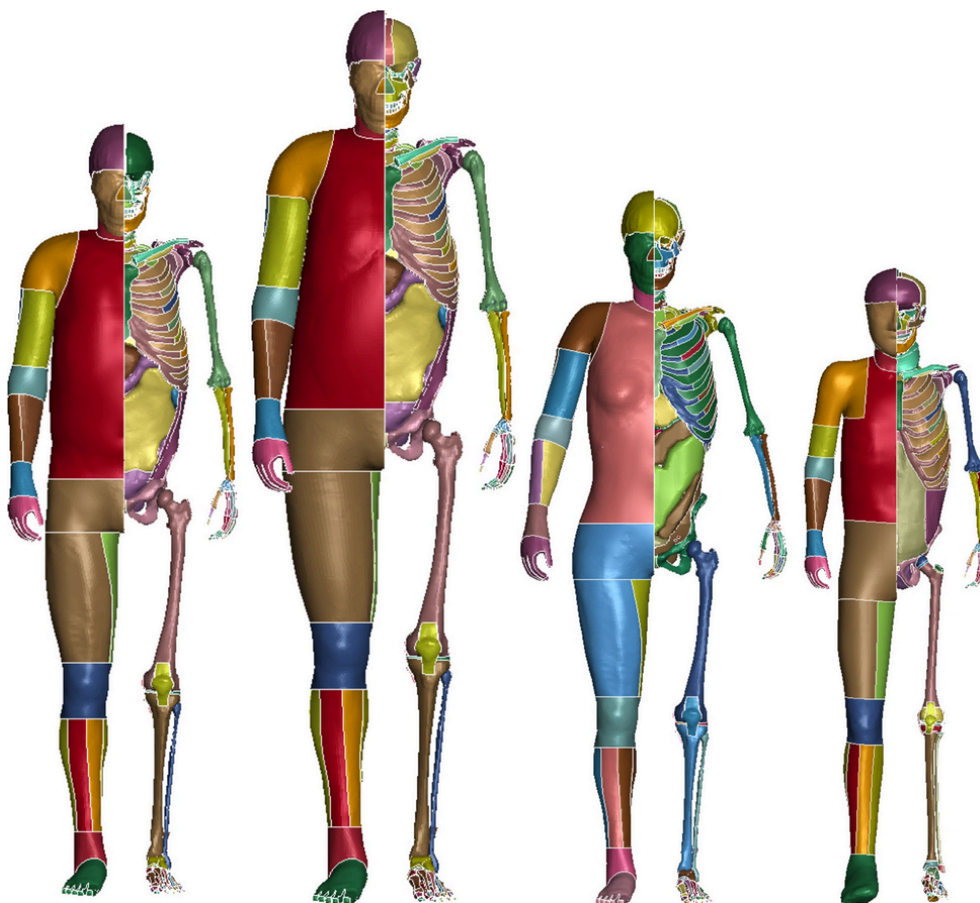


Рис. 4. КЭ-модели человеческого тела

5.1. Иерархия размерностей конечных элементов в анатомии

5.1.1. Объемные 3D-элементы (Solid)

Объемные элементы (тетраэдры, гексаэдры) применяются для непрерывных структур, воспринимающих трехмерное напряженное состояние (сжатие, сдвиг).

- **Трабекулярная (губчатая) кость:** Заполняет эпифизы трубчатых костей и тела позвонков. Моделируется сплошной тетраэдральной сеткой (алгоритм *Tetra Rapid*).
- **Паренхиматозные органы и мягкие ткани:** Печень, почки, головной мозг, а также мышечные массивы (если они моделируются как объемы, а не линии тока) и подкожно-жировая клетчатка. Для таких структур часто используются гиперупругие или вязкоупругие материалы.
- **Важное замечание для решателей:** При использовании тетраэдров для мягких, почти несжимаемых тканей (например, жир или мозг) возникает проблема «объемного запирания» (**volumetric locking**) — сетка становится искусственно жесткой. В ANSA при настройке свойств детали (Property) необходимо заранее учитывать тип формулировки элемента для решателя (например, задавать модифицированные тетраэдры с узловой интеграцией).

5.1.2. Оболочечные 2D-элементы (Shell)

Оболочки используются для структур, у которых толщина на порядки меньше площади поверхности. Использование 3D-элементов здесь привело бы к вырождению сетки.

- **Кортикальная кость:** Наружный плотный слой костей. В биомеханике стандартом является моделирование диафизов и эпифизов в виде 2D-оболочки (Shell), «натянутой» поверх 3D-сетки трабекулярной кости (узлы обеих сеток совпадают — совпадение топологии). Толщина кортикального слоя задается параметрически и может варьироваться от 1 до 5 мм в зависимости от зоны.

- **Полые органы и мембраны:** Желудок, кишечник, плевра, брюшина, суставные капсулы и кожный покров.
- **Широкие связки и фасции:** Например, широкая фасция бедра или крестообразные связки колена в высокодетализированных моделях также описываются 2D-элементами мембранного типа (работающими только на растяжение).

5.1.3. Линейные 1D-элементы (Beam, Truss, Spring)

Одномерные элементы передают усилия строго вдоль своей оси (Truss) или с учетом изгиба (Beam).

- **Связки и сухожилия:** Моделируются связками одномерных пружин (Spring/CBUSH) или стержней. Это позволяет точно задать нелинейную кривую жесткости (натяжение есть, сжатия нет).
- **Мышцы (активные структуры):** В современных глобальных моделях человека (таких как THUMS) скелетные мышцы моделируются с помощью 1D-элементов (Truss или Seatbelt), обладающих свойствами активного сокращения по модели Хилла (Hill-type muscle model). В ANSA они прокладываются между точками начала (origin) и прикрепления (insertion) мышцы.

5.2. Моделирование кинематики, суставов и контактов

Человеческие суставы редко работают как идеальные механические шарниры (цилиндрические или сферические). Их кинематика определяется геометрией суставных поверхностей, натяжением связочного аппарата и контактом хрящей.

5.2.1. Контактное взаимодействие хрящей

Для моделирования коленного, тазобедренного или локтевого суставов в ANSA не используются жесткие кинематические связи. Вместо этого:

1. Поверхности эпифизов покрываются слоем объемных элементов, имитирующих гиалиновый хрящ и мениски.
2. В менеджере контактов (Contact Manager) задается контакт типа

SURFACE_TO_SURFACE.

3. Синовиальная жидкость физически не моделируется, но ее влияние учитывается заданием крайне низкого коэффициента трения скольжения ($\mu \sim 0.01 - 0.05$) в свойствах контакта.

5.2.2. Распределение локальных нагрузок

Критическая проблема биомеханического КЭ-моделирования — это места крепления 1D-элементов (связок, мышц) к 3D-сетке кости. Если закрепить сухожилие в один узел на поверхности кости (Shell), то при приложении силы этот узел испытывает колоссальное напряжение (сингулярность) и сетка деформируется.

Для решения этой задачи в ANSA применяются **интерполяционные кинематические элементы RBE3 (CONSTRAINED_INTERPOLATION)**:

- RBE3 распределяет точечную нагрузку от 1D-связки (ведомый узел) на целую площадку независимых узлов на поверхности кости (соответствующую анатомической зоне крепления сухожилия — энтезису).
- В отличие от жестких пауков (RBE2), элементы RBE3 **не добавляют искусственной жесткости** самой кости, позволяя ей свободно деформироваться.

5.2.3. Маршрутизация мышечных путей

Многие мышцы и сухожилия огибают костные выступы. Прямая линия между точками крепления прошла бы сквозь кость, что физически неверно. В препроцессоре этот эффект (wrapping) моделируется двумя путями:

- Использование элементов типа Slipring, позволяющих 1D-элементу свободно скользить через заданный узел.
- Использование функции *PART_AVERAGED для стержневых элементов, которая позволяет задать криволинейную траекторию с промежуточными точками огибания, динамически меняющими свое положение при движении сустава.

5.3. Моделирование слияния тканей и интеграция имплантатов

Внутри тела многие ткани срастаются анатомически (например, хрящ плотно спаян с подлежащей субхондральной костью). В расчетной модели это требует создания жестких связей [4].

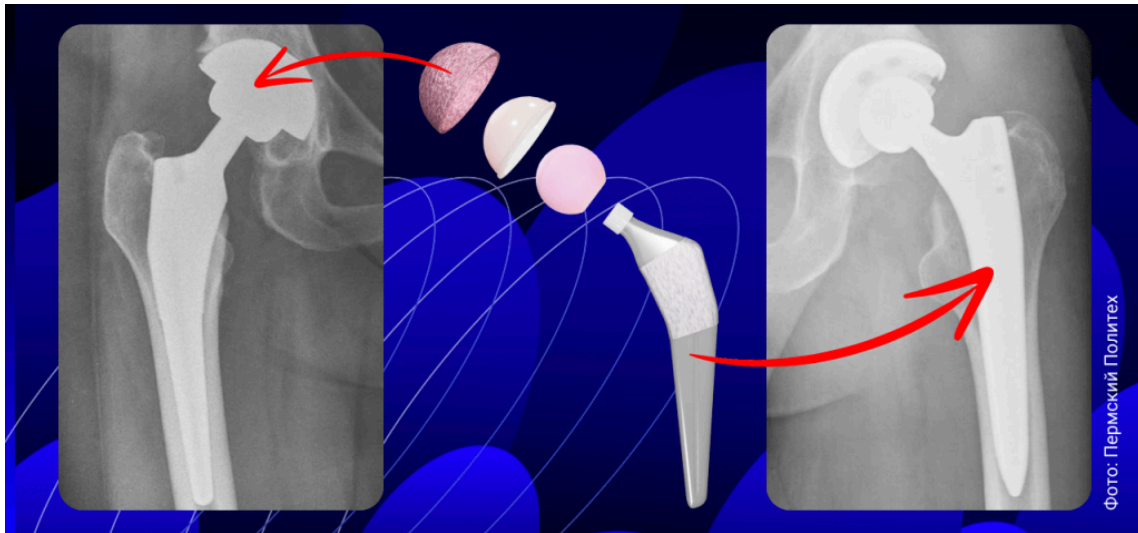


Рис. 5. Эндопротезирование тазобедренного сустава

- **Совпадение узлов (Shared Topology):** Самый вычислительно надежный способ. В модуле TOPO в ANSA поверхности кости и хряща сшиваются так, чтобы сетка на их границе имела общие узлы. Усилия передаются без использования дополнительных контактных алгоритмов.
- **Связанные контакты (Tied Contact):** Если сшить сетки невозможно из-за разной плотности и сложности геометрии (например, интеграция CAD-модели титанового эндопротеза в КТ-модель кости), используется алгоритм TIED (склеивание). Узлы поверхности имплантата кинематически привязываются к граням костного ложа. В травматологии такой подход также используется для моделирования слоя костного цемента (ПММА) между костью и ножкой протеза.

5.4. Резюме рабочего процесса сборки модели

Сборка биомеханической модели в ANSA представляет собой многоэтапный процесс:

1. Подготовка сплошных объемных сеток для губчатых костей.
2. Покрытие их 2D-оболочками кортикального слоя с функцией Skin (с совпадением узлов).
3. Интеграция 3D-хрящей на суставные поверхности.
4. Размещение 1D-элементов связочного и мышечного аппарата с использованием распределяющих элементов RBE3 в местах их анатомического крепления.
5. Назначение нелинейных контактов с низким трением для суставных поверхностей и контактов типа "Склейка" для зон сращения (или интеграции имплантатов).

Глава 6. Задачи для самостоятельного решения

Для закрепления навыков работы в ANSA студентам предлагается выполнить следующие практические задачи:

1. **Преоброцессинг грудной клетки человека:**

Загрузить DICOM/STL файл грудной клетки, полученный при пороге 190 HU. Очистить модель от внутренних артефактов ("шумов" губчатой ткани). Провести ручное разделение сросшихся ребер и позвонков с помощью команд Delete и Fill. Построить качественную поверхностную сетку с критериями: aspect ratio ≤ 0.6 , min length = 1 мм, max length = 4 мм, max angle = 120°. Сформировать объемную тетраэдральную сетку. Заменить удаленные реберные хрящи (истинные и ложные) на пружины (CBUSH), предварительно создав опорные площадки с помощью элементов RBE3.

2. **Виртуальная установка эндопротеза локтевого сустава:**

Импортировать КЭ-модель локтевого сустава пациента с выраженным артрозом и CAD-модель полусвязанного эндопротеза (типа Coonrad-Morrey). С использованием операции Intersect произвести резекцию дистального отдела плечевой кости и проксимального отдела локтевой. Смоделировать цементную мантию толщиной 2 мм. Настроить элемент RBE3 на головке/шиловидном отростке локтевой кости для приложения статической нагрузки 50 Н (имитация удержания бытового предмета) [5].

3. **Анализ сеточной сходимости кости:**

Для выделенной модели диафиза плечевой кости построить три варианта объемной сетки (Tetra Rapid) со средним размером элемента: грубая (4 мм), средняя (2 мм) и мелкая (1 мм). Подготовить модель для решателя (OptiStruct/Abaqus) и сравнить результаты максимальных эквивалентных напряжений (von Mises). Построить график сеточной сходимости и сделать вывод об оптимальном балансе точности и ресурсоемкости.

Библиографический список

1. Бегун П.И. Биомеханическое моделирование объектов протезирования : учебное пособие / Бегун П.И.. — Санкт-Петербург : Политехника, 2011. — 464 с. — ISBN 978-5-7325-0988-5. — Текст : электронный // Цифровой образовательный ресурс IPR SMART : [сайт]. — URL: <https://www.iprbookshop.ru/16295.html> (дата обращения: 16.05.2026). — Режим доступа: для авторизир. пользователей
2. Официальная документация и учебные материалы BETA CAE Systems. "BETA CAE Systems Solutions for Biomechanics". Доступно на официальном сайте разработчика.
3. Гайворонский И. В. Нормальная анатомия человека. Т. 1: Учебник для мед. вузов. 2-е изд., испр и доп. – СПб.: СпецЛит, 2001. – 560 с.
4. Хлусов И.А. Основы биомеханики биосовместимых материалов и биологических тканей: учебное пособие / И.А. Хлусов, В.Ф. Пичугин, М.А. Сурменева, Р.А. Сурменев - Томск: Издательство Томского политехнического университета, 2023 - 163 с.
5. Biomechanical analysis of total elbow replacement with unlinked iBP prosthesis: an in vitro and finite element analysis / A. Completo, J. Pereira, F. Fonseca et al. - Clin Biomech, 2011.