

УДК 004.925.84:616-073.756.8

МАТЕМАТИЧЕСКИЕ И ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПОСТРОЕНИЯ 3D-МОДЕЛЕЙ ЛЁГКИХ ПО ДАННЫМ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Еськов И.С., Сивицкий Р.Д., студенты

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
г. Минск, Республика Беларусь

Савилова Ю.И. – канд. техн. наук, доцент

Аннотация. В статье исследуются физические принципы работы технологии NFC, основанной на электромагнитной индукции. Рассмотрены параметры индуктивной связи между ридером и тегом, включая расчет коэффициента связи и ЭДС, а также методы модуляции данных. Особое внимание уделено применению технологии в бесконтактных платежных системах Республики Беларусь. Представлены результаты расчетов, подтверждающие эффективность передачи энергии. Определены перспективы развития NFC, включая интеграцию с инфраструктурой «умного города» и повышение безопасности транзакций.

Ключевые слова. компьютерная томография, трёхмерное моделирование, воксель, шкала Хаунсфилда, плотность ткани, сегментация лёгких, индекс низкой плотности, физиомные модели, конечно-элементное моделирование, 3D Slicer.

Фундаментальной основой построения трёхмерных моделей по данным компьютерной томографии (КТ) является преобразование серии аксиальных срезов в единый массив объёмных элементов — вокселей. Каждый воксель в этой модели характеризуется пространственными координатами (x, y, z) и числовым значением, соответствующим среднему коэффициенту линейного ослабления рентгеновского излучения в данном элементарном объёме ткани [1, 2]. Для удобства интерпретации эти значения переводятся в стандартизированную шкалу Хаунсфилда (HU — Hounsfield Units):

$$HU = 1000 \times \frac{\mu_{\text{tissue}} - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}} - \mu_{\text{air}}}, \quad (1)$$

где (μ_{tissue}) – линейный коэффициент ослабления исследуемой ткани; (μ_{water}) – линейный коэффициент ослабления воды; (μ_{air}) – линейный коэффициент ослабления воздуха.

В этой шкале вода всегда соответствует 0 HU, воздух — -1000 HU, что обеспечивает сопоставимость результатов, полученных на разных томографах [2].

При стандартном напряжении на рентгеновской трубке (обычно 120 кВ) основным механизмом взаимодействия излучения с тканью лёгкого является комптоновское рассеяние, вероятность которого пропорциональна плотности вещества. Это позволяет установить прямую связь между значениями HU и физической плотностью ткани ρ в г/л:

=

Данное соотношение лежит в основе всех количественных измерений массы и объёма тканей по данным КТ [1, 3].

Пространственное разрешение трёхмерной модели определяется параметрами сканирования и реконструкции. При использовании стандартной матрицы реконструкции (512x512) и заданного размера поля обзора DFOV (display field of view) в миллиметрах, линейный размер вокселя в плоскости сканирования XY составляет:

Δ

Если толщина томографического среза равна d_z мм, то объём одного вокселя вычисляется в мм³ как:

$$V_{\text{voxel}} = \Delta_{xy}^2 \times d_z = \left(\frac{DFOV}{512}\right)^2 \cdot d_z. \quad (4)$$

=

Ключевым требованием для построения качественных трёхмерных моделей является изотропность вокселя — равенство его линейных размеров во всех трёх измерениях $\Delta_{xy} = d_z$. Современные

мультidetекторные КТ-сканеры способны обеспечить изотропное разрешение до 0,5 мм при сканировании всего объёма грудной клетки за одну задержку дыхания (менее 10 секунд), что позволяет визуализировать бронхи до 6-го поколения и мелкие структурные элементы паренхимы [1].

После сегментации — выделения лёгочной ткани из окружающих анатомических структур (грудная стенка, средостение, диафрагма) с использованием алгоритмов глубокого обучения — трёхмерная модель становится основой для объективных количественных измерений [4]. Общий объём лёгких получается суммированием объёмов всех вокселей, отнесённых к лёгочной ткани:

$$V_{\text{lung}} = \sum_{i=1}^N V_{\text{voxel}}^{(i)}, \quad (5)$$

где N — общее количество вокселей в сегментированной области; V_{voxel} — объём одного вокселя.

Зная плотность каждого вокселя ρ_i г/л, можно вычислить массу в граммах лёгочной ткани:

$$M_{\text{lung}} = \sum_{i=1}^N \rho_i \cdot V_{\text{voxel}}^{(i)}, \quad (6)$$

где ρ_i — плотность i -го вокселя; $V_{\text{voxel}}^{(i)}$ — объём i -го вокселя; N — общее количество вокселей в сегментированной области.

Гистограммный анализ распределения значений HU среди всех вокселей лёгких позволяет получать клинически значимые биомаркеры. Для оценки эмфизематозных изменений используется индекс низкой плотности — доля вокселей со значением HU ниже порогового -950 HU, что соответствует участкам разрушения лёгочной ткани:

где N — общее количество вокселей в сегментированной области.

Данный порог был установлен эмпирически и валидирован корреляцией с патоморфологическими данными [5]. Для оценки интерстициальных изменений (фиброза, воспаления) используется доля вокселей в диапазоне повышенной плотности от -600 HU до -250 HU:

где N — общее количество вокселей в сегментированной области.

Другим важным показателем является 15-й перцентиль Perc15 — такое значение HU, ниже которого находятся ровно 15% всех вокселей лёгких. Уменьшение Perc15 свидетельствует о прогрессировании эмфиземы, увеличение характерно для фиброзных изменений [1, 6].

Современным развитием методов 3D-моделирования является построение физиомных моделей лёгкого, интегрирующих анатомическую информацию с биомеханическими и физиологическими закономерностями [7].

Исходными данными служат: сегментированная трёхмерная модель лёгких; трахеобронхиальное дерево, представленное в виде соединённых цилиндрических элементов; сосудистая сеть (лёгочные артерии и вены).

На основе этой геометрии строится конечно-элементная модель, описывающая деформацию лёгочной ткани при дыхании. Математически это описывается уравнениями механики сплошных сред. Для оценки региональных изменений объёма используется якобиан деформации — мера локального расширения или сжатия тканей:

где Φ — отображение, сопоставляющее точку на вдохе её положению на выдохе.

Значения ($J > 1$) соответствуют локальному расширению, ($J < 1$) — сжатию. Эта величина коррелирует с региональной вентиляцией и эластичностью ткани [8].

Моделирование перфузии основано на законах гидродинамики (течение Пуазейля в упругих сосудах) с учётом архитектуры сосудистого русла. Моделирование газообмена учитывает диффузию кислорода и углекислого газа через альвеолярно-капиллярную мембрану. Такой комплексный подход позволяет прогнозировать функциональные нарушения (например, риск гипоксемии при тромбоэмболии лёгочной артерии) точнее, чем простая оценка объёма поражения по данным КТ [7, 9].

Разработанные математические методы реализованы в специализированном программном обеспечении, интегрированном с больничными информационными системами (PACS, RIS). Это обеспечивает

автоматическое извлечение количественных показателей из рутинных КТ-исследований в режиме, близком к реальному времени, и их включение в протоколы описания [1].

В этих специализированных программных продуктах можно строить модели не только легких, но и других структур, например, костей. В приложении 3D Slicer нами были получены модели костей, опухоли, по которым мы сделали заготовки для отливки импланта из биосовместимых материалов.

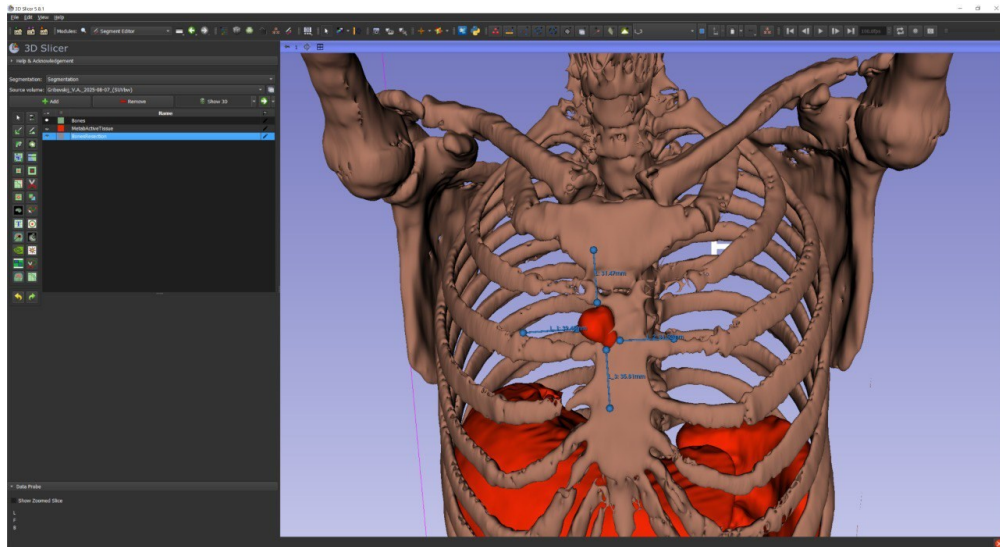


Рисунок 1 – Пример построения костной ткани

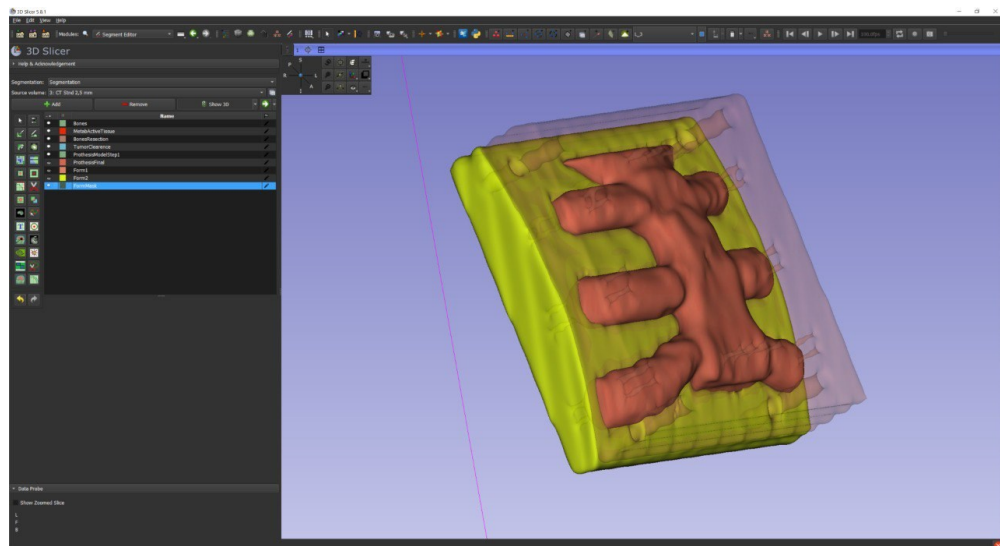


Рисунок 2 – Пример построения модели для отливки импланта

Список использованных источников:

1. Newell, J. D. *Developing the Digital Lung: From First Lung CT to Clinical AI. The Development of Quantitative X-ray Computed Tomography of Diffuse Lung Disease Through the Use of Artificial Intelligence* / J. D. Newell. – Philadelphia: Elsevier, 2024. – 152 p.
2. Hounsfield, G. N. Nobel Award address. *Computed medical imaging* / G. N. Hounsfield // *Medical Physics*. – 1980. – Vol. 7, № 4. – P. 283–290.
3. Bushberg, J. T. *The Essential Physics of Medical Imaging* / J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt Jr., J. M. Boone. – 3rd ed. – Philadelphia: Wolters Kluwer, Lippincott Williams & Wilkins, 2012. – 1030 p.
4. Mansoor, A. *Segmentation and image analysis of abnormal lungs at CT: current approaches, challenges, and future trends* / A. Mansoor [et al.] // *Radiographics*. – 2015. – Vol. 35, № 4. – P. 1056–1076.
5. Gevenois, P. A. *Comparison of computed density and macroscopic morphometry in pulmonary emphysema* / P. A. Gevenois [et al.] // *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. – 1995. – Vol. 152, № 2. – P. 653–657.
6. Coxson, H. O. *Quantification of idiopathic pulmonary fibrosis using computed tomography and histology* / H. O. Coxson [et al.] // *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. – 1997. – Vol. 155, № 5. – P. 1649–1656.
7. Tawhai, M. H. *The lung physione and virtual patient models: from morphometry to clinical translation* / M. H. Tawhai, A. R. Clark, J. G. Chase // *Morphologie*. – 2019. – Vol. 103, № 343. – P. 131–138.
8. Bodduluri, S. *Biomechanical CT metrics are associated with patient outcomes in COPD* / S. Bodduluri [et al.] // *Thorax*. – 2017. – Vol. 72, № 5. – P. 409–414.
9. Clark, A. R. *Lack of functional information explains the poor performance of clot load scores at predicting outcome in acute pulmonary embolism* / A. R. Clark [et al.] // *Respiratory Physiology & Neurobiology*. – 2014. – Vol. 190. – P. 1–13.

UDC 004.925.84:616-073.756.8

MATHEMATICAL AND THEORETICAL FOUNDATIONS OF BUILDING 3D LUNG MODELS BASED ON COMPUTER TOMOGRAPHY DATA

Yeskov I. S., Sivitski R. D., students

Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, Republic of Belarus

Savilova Y.I. – Candidate of Technical Sciences

Annotation. The principles of constructing three-dimensional models from CT data are considered: conversion of axial slices into voxel arrays, conversion to the Hounsfield scale, correlation between HU and tissue density. Spatial resolution, voxel isotropy, lung segmentation methods and histogram analysis (LAA950, HAA, Perc15) are described. Approaches to building physiome models integrating anatomy with respiratory biomechanics, perfusion and gas exchange are presented. The implementation of methods in specialized software for extracting quantitative biomarkers and creating models of bone structures is noted.

Keywords. computed tomography, three-dimensional modeling, voxel, Hounsfield scale, tissue density, lung segmentation, low attenuation area, physiome models, finite element modeling, 3D Slicer..