

Я.М. Михута

**ВЛИЯНИЕ ПАРАМЕТРОВ СКАНИРОВАНИЯ ПРИ КОНУСНО-ЛУЧЕВОЙ
КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ НА КАЧЕСТВО ВИЗУАЛИЗАЦИИ
И ЛУЧЕВУЮ НАГРУЗКУ**

**Научные руководители: канд. физ.-мат. наук, доц. В.Г. Лещенко,
ст. преп. М.А. Шеламова**

*Кафедра медицинской и биологической физики
Белорусский государственный медицинский университет, г. Минск*

Y.M. Mikhuta

**INFLUENCE OF SCANNING PARAMETERS IN CONUS-BEAM COMPUTED
TOMOGRAPHY ON QUALITY OF VISUALIZATION AND RADIATION LOAD**

**Tutors: PhD in Physics and Math, associate professor V.G. Leshchenko,
senior lecturer M.A. Shelamova**

*Department of Medical and Biological Physics
Belarusian State Medical University, Minsk*

Резюме. Анализ параметров КЛКТ показал, что уменьшение поля обзора (FOV) снижает лучевую нагрузку в 4–6 раз. Алгоритмы постобработки «Абсорбирующий» и «Синтетичный» улучшают качество изображения и подавляют артефакты. Для локальных задач (имплантация, эндодонтия) оптимально малое FOV с коррекцией. Это соответствует принципу ALARA.

Ключевые слова: КЛКТ, FOV, лучевая нагрузка, артефакты, ALARA.

Resume. The analysis of CCT parameters showed that reducing the field of view (FOV) reduces the radiation load by 4–6 times. The "Absorbing" and "Synthetic" algorithms post-processing improve image quality and suppress artifacts. For local tasks (implantation, endodontics), a small FOV with correction is optimal. This corresponds to the ALARA principle.

Keywords: CBCT, FOV, radiation load, artifacts, ALARA.

Актуальность. Конусно-лучевая компьютерная томография (КЛКТ) является «золотым стандартом» лучевой диагностики в стоматологии, обеспечивая высокое пространственное разрешение при меньшей лучевой нагрузке по сравнению с мультиспиральной компьютерной томографией (МСКТ) [3]. Однако эффективная доза облучения при КЛКТ остается существенно выше, чем при традиционной рентгенографии. В условиях действия принципа ALARA (As Low As Reasonably Achievable — «настолько низко, насколько разумно достижимо») критически важным является обоснованный выбор параметров сканирования: поля обзора, размера вокселя и алгоритмов реконструкции. Неоправданно широкое поле обзора или избыточно высокое разрешение приводят к необоснованному увеличению дозовой нагрузки без пропорционального прироста диагностической ценности, что определяет необходимость оптимизации существующих протоколов исследования.

Цель: проанализировать зависимость между выбираемыми параметрами сканирования (поле обзора, тип реконструкции, наличие коррекции артефактов) и диагностической ценностью изображений при проведении КЛКТ в стоматологии для оптимизации протоколов исследования.

Задачи:

1. Изучить интерфейс планирования исследования для определения доступных

протоколов сканирования.

2. Проанализировать варианты выбора поля обзора (FOV) и их влияние на включение анатомических структур в область сканирования.

3. Оценить доступные алгоритмы постобработки (фильтры, коррекция артефактов) и их роль в улучшении качества изображения.

Материалы и методы. Исследование выполнено путем ретроспективного анализа интерфейса программного обеспечения для планирования КЛКТ-исследования. Методология включала изучение доступных протоколов сканирования («Панорамный», «Имплантаты», «ВНЧС»), оценку возможностей пространственной ориентации и ограничения области сканирования, анализ вариабельности размеров поля обзора, а также изучение алгоритмов последующей обработки (фильтры, коррекция артефактов). Оценка лучевой нагрузки проводилась на основе литературных данных о значениях эффективной дозы облучения для различных протоколов исследования.

Результаты и их обсуждение. Выбор протокола в зависимости от клинической задачи. На «рисунок 1.1» представлен интерфейс выбора режимов сканирования. Доступны следующие режимы: «Панорамный», «Имплантаты», «ВНЧС».

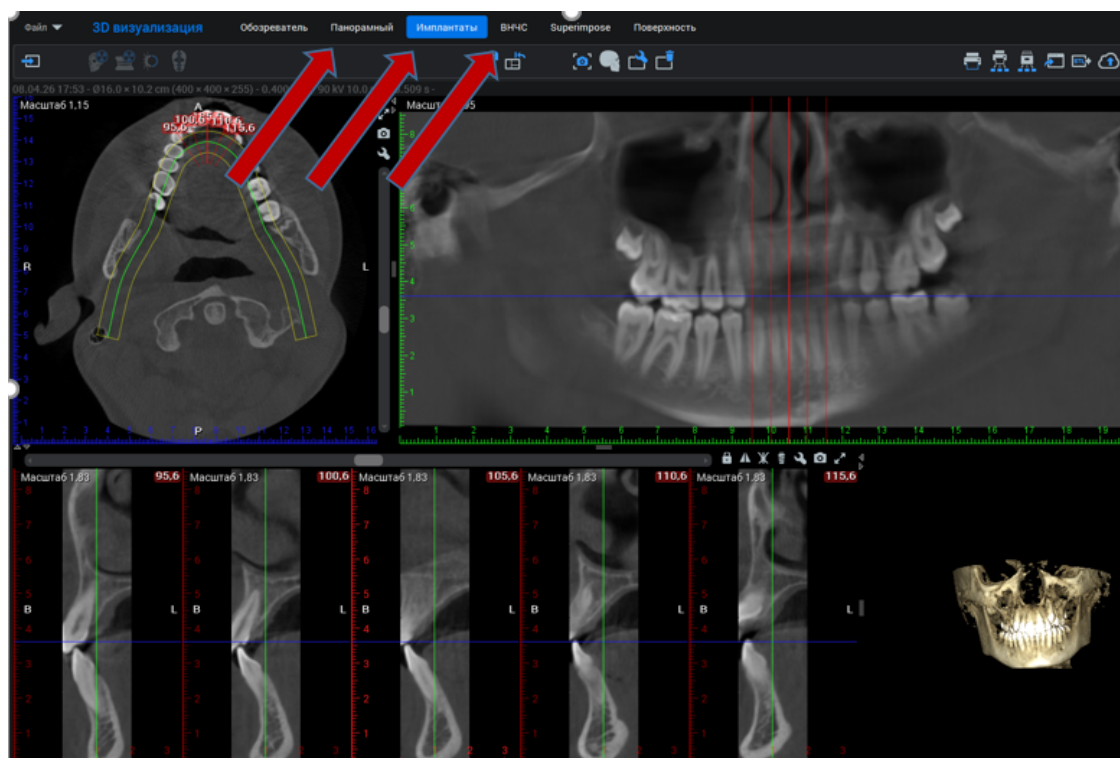


Рис. 1 – Интерфейс выбора протокола исследования (панорамный режим, режим имплантации, ВНЧС)

Выбор протокола «Имплантаты» обычно автоматически задает малое поле обзора (FOV) для детализации участка челюсти, что снижает лучевую нагрузку на смежные органы (щитовидную железу, хрусталики глаз) по сравнению с большим FOV, используемым при панорамной реконструкции или исследовании ВНЧС [4,5].

Пространственная ориентация и ограничение области. На «рисунок 1.2» отображаются сагиттальная, аксиальная и коронарная плоскости ориентации. Возможность точной центровки позволяет минимизировать объем сканирования.

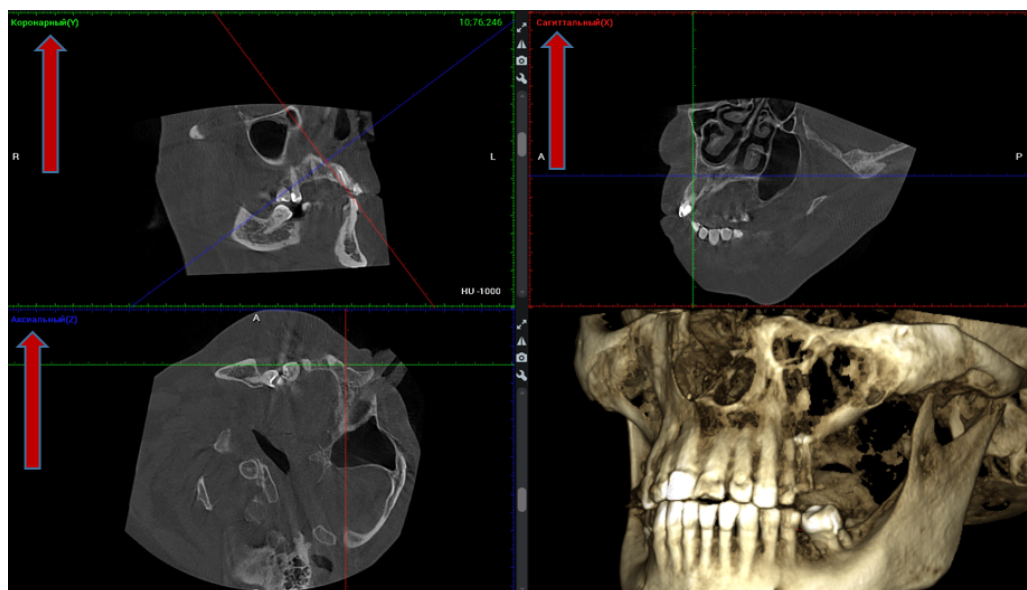


Рис. 2 — Ориентация сканирования в сагиттальной (X), аксиальной (Z) и коронарной (Y) плоскостях для ограничения поля обзора

Физически ограничение FOV приводит к пропорциональному снижению эффективной дозы, так как из облучения исключаются критически важные органы и ткани, находящиеся за пределами выбранной области [2].

Вариабельность размеров FOV. На «рисунок 1.3» представлена матрица выбора конкретных размеров поля обзора (от А до Z). Данный интерфейсный элемент программного обеспечения предоставляет практикующему врачу, будь то хирург-стоматолог или эндодонтист, возможность гибко и обоснованно подойти к определению границ сканируемой области. Благодаря такому инструменту специалист может выбрать область, покрывающую лишь 1–2 зуба вместо сканирования всей челюсти целиком. Такой дифференцированный подход позволяет обеспечить оптимальное соотношение между диагностической ценностью получаемого изображения и уровнем лучевой нагрузки на пациента. Дело в том, что в пределах строго ограниченной зоны интереса достигается наивысшее пространственное разрешение при минимальном радиационном воздействии на окружающие ткани и органы. Более того, при использовании малого поля обзора дополнительно снижается количество рассеянного излучения, а также уменьшается количество артефактов, возникающих от анатомических образований, которые находятся за пределами проекции сканирования, но в условиях широкого поля могли бы негативно влиять на качество визуализации. Согласно литературным данным, уменьшение FOV со стандартного (диаметром 16–20 см) до малого (5–8 см) позволяет снизить эффективную дозу в 4–6 раз, что особенно важно при контроле лечения у молодых пациентов [1,2].

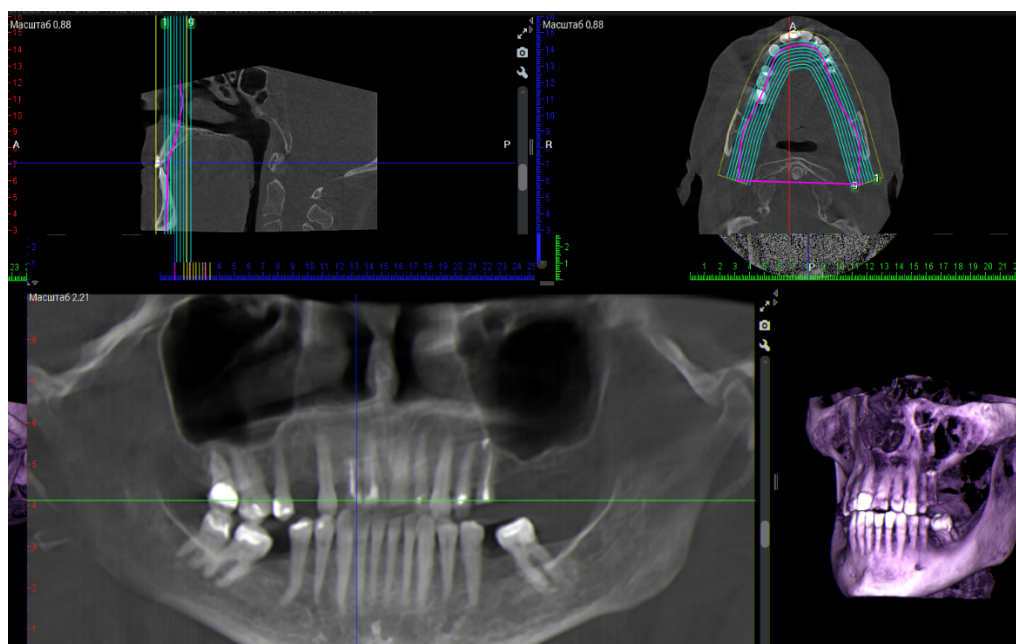


Рис. 3 – Матрица выбора размера поля обзора (FOV) для точечной диагностики

Алгоритмы реконструкции и коррекции артефактов. На «рисунок 1.4» показаны опции постобработки: «Абсорбирующий (1)», «Абсорбирующий (2)» и «Синтетический (1)». Все они повышают отношение сигнал/шум, но работают по-разному. Первые два корректируют артефакты «пучковой жесткости» (затемнения от плотных тканей), пересчитывая пиксели и убирая тёмные ореолы вокруг имплантатов. «Синтетический» режим на основе ИИ «перерисовывает» изображение в подобие КТ мягких тканей, достраивая их границы

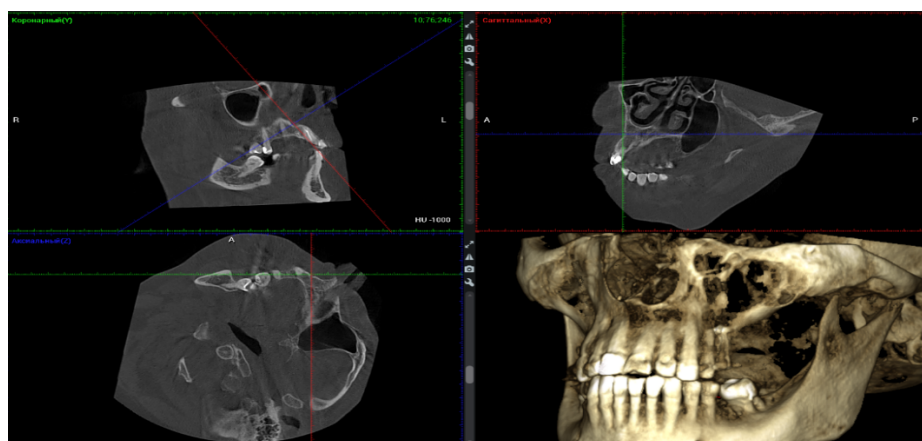


Рис. 4 – Выбор алгоритмов реконструкции и фильтров для коррекции артефактов.
Функция: Абсорбирующий (1)

Выводы:

1. Использование точной центровки и ограничения поля обзора (FOV) является наиболее эффективным физическим методом снижения лучевой нагрузки в соответствии с принципом ALARA.

2. Применение специализированных алгоритмов реконструкции («Синтетический», «Абсорбирующий») позволяет улучшить диагностическую ценность изображения без увеличения дозовых параметров (kV/mA).

3. Вывод: для решения локальных задач (оценка зуба перед имплантацией, эндодонтическое лечение) следует выбирать минимальное FOV с использованием режимов коррекции артефактов, избегая расширенных протоколов, применяемых для оценки ВНЧС или панорамного обзора.

Литература

1. Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. Bornstein M.M., Scarfe W.C., Vaughn V.M., Jacobs R. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2014; 29(Suppl): 55-77.
2. Effective dose of dental CBCT—a meta-analysis of published data and additional data for nine CBCT units. Ludlow J.B., Timothy R., Walker C., et al. Dentomaxillofacial Radiology. 2015; 44(1): 20140224.
3. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. Pauwels R., Beinsberger J., Collaert B., et al. European Journal of Radiology. 2012; 81(2): 267-271.
4. Optimization of cone beam CT exposure for implant planning. Dawood A., Brown J., Sauret-Jackson V., Purkayastha S. British Dental Journal. 2016; 220(4): 185-189.
5. What is cone-beam CT and how does it work? Scarfe W.C., Farman A.G. Dental Clinics of North America. 2008; 52(4): 707-730.