

Денситометрическая оценка состояния костной ткани после воздействия низкочастотным ультразвуком в эксперименте с помощью компьютерной томографии

*Белорусский государственный медицинский университет,
РНПЦ онкологии и медрадиологии им. Н.Н.Александрова*

Компьютерная томография (КТ) представляет собой один из современных методов лучевой диагностики, в основе которого лежит использование рентгеновского излучения. В отличие от традиционного рентгенологического исследования, результатом компьютерной томографии является цифровое (дигитальное) изображение поперечного сечения исследуемого объекта. С середины 70-х годов КТ стала рутинной методикой лучевого исследования головы, живота и таза. В последнее десятилетие КТ находит все более широкое применение в диагностике заболеваний различных органов. Это тенденция обусловлена несколькими факторами.

Во-первых, КТ является наиболее информативным методом лучевого исследования органов. При использовании правильной методики разрешающая способность КТ в сравнении с традиционным рентгенологическим исследованием оказывается существенно выше. Вместе с тем, одно компьютерно-томографическое исследование позволяет получить такой объем диагностической информации, для сбора которой потребовалось бы использование сразу нескольких рентгенологических методик. Не менее важно, что данные КТ позволяют избежать необоснованного применения инвазивных методов инструментального исследования или, наоборот, определить именно тот метод верификации диагноза, который в данной конкретной клинической ситуации окажется наиболее информативным. Результатом является не только повышение информативности лучевого исследования, но и существенное укорочение диагностического процесса.

Во-вторых, КТ в целом является более объективным методом лучевой диагностики, чем обычное рентгенологическое исследование[3].

Изображение на компьютерной томограмме более объективно, поскольку оно не зависит от законов скиалогии (тенеобразования), а определяется конкретным морфологическим субстратом. Интерпретация результатов КТ отличается большей простотой и последовательностью, а для овладения основными навыками анализа изображений требуется значительно меньше времени. Естественно, эта простота имеет и обратную сторону. Использование КТ предъявляет совершенно новые, более высокие требования к знаниям нормальной и патологической анатомии. Не менее важным является и понимание основных закономерностей формирования компьютерно-томографического изображения, без знания которых результаты КТ превращаются лишь в плохо понятное дополнение к обычной рентгенограмме.

Общие принципы компьютерной томографии

Сущность метода компьютерной томографии заключается в поперечном сканировании объекта тонким (коллимированным) пучком рентгеновских лучей с последующей регистрацией ослабленного излучения специальными

детекторами, преобразовании его в цифровую информацию и синтеза двухмерного полутонного изображения поперечного сечения объекта. В современных КТ установках выделяют несколько узлов, основными из которых являются:

- средства для генерирования высоковольтного напряжения;
- гентри, в котором расположены рентгеновская трубка и детекторы;
- стол-транспорт и другие средства для укладки и фиксации пациента;
- электронно-вычислительная машина (ЭВМ);
- консоль для управления процессом сканирования и анализа изображений;
- независимая консоль для анализа изображений;
- технические средства для архивирования изображений (мультиформатная камера, лазерные диски, магнитные ленты и др.).

Технологии сканирования

Получение аксиального среза при КТ предполагает выполнение нескольких последовательных процедур. К ним следует отнести генерирование рентгеновского излучения, сканирование области исследования и реконструкцию компьютерных томограмм. В современных установках рентгеновское излучение может генерироваться с помощью рентгеновской трубки или компактного линейного ускорителя. Возникающее у анода рентгеновское излучение суживается (коллимируется) таким образом, чтобы сформировать тонкий пучок веерообразной формы. Ширина пучка обычно достаточна для того, чтобы охватить весь диаметр объекта исследования. Толщина коллимированного пучка или величина коллимации рентгеновских лучей колеблется от 0,5 до 10 мм. В программном обеспечении КТ установок этот параметр определяется терминами «beam collimation» (b), «slice collimation» (s) или «slice thickness» (s).

Гентри (gantry-англ.: станина, портал мостового крана) представляет собой полу вертикально расположенную конструкцию прямоугольной формы, внутри которой на металлической кольцевидной раме закреплены рентгеновская трубка и детекторы, а в современных аппаратах, кроме того, генераторы высоковольтного напряжения и компьютеры, управляющие процессом сканирования. В центре гентри имеется сквозное отверстие-окно гентри, в котором во время сканирования располагается объект исследования. При необходимости гентри можно наклонить по отношению к вертикальной плоскости в краниальном или каудальном направлении на угол до 20-30°. Это позволяет осуществлять сканирование в наклонной плоскости в случае, если анатомические структуры располагаются и под углом к продольной оси тела (например, межпозвоночные диски, сегментарные бронхи и т. п.).

После прохождения через объект ослабленное рентгеновское излучение фиксируется системой специальных детекторов (сцинтилляторов). В качестве детекторов используются либо кристаллы химических соединений (например, иодида натрия), либо полые камеры, заполненные ксеноном. Рентгеновские фотоны вызывают свечение кристалла или инертного газа в детекторах, при этом световая энергия преобразовывается в электрические сигналы. Чем сильнее интенсивность рентгеновского луча, достигшего детектора, тем сильнее электрический сигнал. Сопоставление исходной интенсивности рентгеновского

излучения и интенсивности пропущенного через объект излучения позволяет рассчитать ослабление первичного луча.

КТ детекторы примерно в 100 раз чувствительнее рентгеновской пленки при определении различий в интенсивности излучения и, следовательно, степени ослабления рентгеновских лучей. Поэтому КТ имеет значительные преимущества по сравнению с традиционными рентгенологическими методиками в определении структуры исследуемых объектов или в контрастном разрешении.

На рентгеновских снимках можно различить четыре составляющие тела: кость и обызвествление, мягкая ткань и жидкость, жир-газ. Однако распознать отличия между отдельными мягкими тканями при одинаковой их толщине или между мягкими тканями и жидкостью на рентгенограммах невозможно. При КТ удается разграничить ткани, различающиеся по степени ослабления рентгеновских лучей лишь на 0,5%. Это и определяет основное преимущество данного метода-более высокое контрастное разрешение или более точное определение структуры исследуемого объекта. Однако контрастное разрешение при КТ не является максимальным по сравнению с другими методами лучевой диагностики. Более высокие показатели достигаются при использовании ультразвукового исследования и магнитно-резонансной томографии. Для повышения контрастного разрешения в КТ, так же как и в обычных рентгенологических процедурах, применяют искусственное контрастирование с помощью водорастворимых контрастных веществ.

Сканирование как диагностический метод предполагает регистрацию сигнала при перемещении источника излучения и/или воспринимающего устройства вдоль объекта исследования. В КТ сканирование осуществляется в результате вращения источника излучения вокруг объекта. Ослабленное рентгеновское излучение регистрируется детекторами, которые преобразуют его в электрический сигнал, а затем кодируют в числовое значение коэффициента ослабления (attenuation volumes, AV). Фундаментальным способом вычисления коэффициентов ослабления является метод обратных проекций, который используется в большинстве вычислительных Машин КТ установок.

Взаимное расположение источника излучения и детекторов в процессе сканирования определяется конструктивными особенностями аппаратов. В настоящее время принято выделять пять типов (поколений) КТ установок и две основные технологии сканирования.

Анализ компьютерно-томографического изображения направлен на оценку состояния органов и тканей исследуемой области и выявления в них патологических изменений. Изучение компьютерных томограмм проводится с использованием различных электронных окон. Анализ изображения может быть структурным (анатомическим) и денситометрическим [1].

Электронная матрица является основой для формирования изображения поперечного сечения объекта исследования. Такое изображение может быть представлено в двух видах: как полутоновая картина, состоящая из различных оттенков серого цвета, или как таблица распределения абсолютных значений коэффициентов ослабления.

В первом случае результат сканирования выводится на монитор, где каждому пикселю присваивается определенный оттенок серой шкалы в зависимости от величины коэффициента ослабления. Низким значениям соответствуют более темные участки, высоким-более светлые. Поэтому на компьютерных томограммах, как и на рентгенограммах, воздух изображается в виде участков темного (черного) цвета, мягкие ткани и кровеносные сосуды-серого, кости-светло серого или белого.

Вычисленные коэффициенты ослабления рентгеновского излучения выражаются в относительных величинах, так называемых единицах Хаунсфилда (Hounsfield units, HU). Единицы Хаунсфилда образуют шкалу, в которой за ноль принят коэффициент ослабления воды, а нижняя граница (-1000 HU) соответствует коэффициенту ослабления воздуха.

Верхняя граница шкалы переменна, так как она соответствует коэффициенту ослабления кортикального слоя кости. Этот показатель определяется разрешающей способностью аппарата и может достигать +1000...+40000 HU.

Наибольшие значения коэффициентов ослабления регистрируются в пирамидах височной кости. Значения плотности для большинства паренхиматозных органов составляют +30...+70 HU, крови в сосудах и камерах сердца — в пределах +40...+45 HU, жировых тканей-от-30 HU до-100 HU.

Теоретически эти условные числа должны быть прямо пропорциональны коэффициентам ослабления. Однако точность измерений сильно страдает от неточностей и несоответствий, вызываемых разнообразными артефактами.

Возможность не только визуально изучать исследуемый объект, но и проводить прямой денситометрический анализ с измерением коэффициентов ослабления в единицах Хаунсфилда является существенным преимуществом КТ по сравнению с обычным рентгенологическим исследованием. При анализе рентгеновских снимков денситометрия также возможна, однако она является не прямой, опосредованной, и основана на сопоставлении степени почернения рентгеновской пленки интересующей области и выбранного эталона, например, алюминиевого клина.

Помимо собственно полутонного изображения, числовые значения коэффициентов ослабления могут быть представлены в виде таблицы на экране монитора или на бумаге после их распечатки с помощью принтера. Изучение пространственного распределения абсолютных значений коэффициентов ослабления иногда применяется для уточнения обычных денситометрических показателей, в частности при выявлении обызвествлений в патологических образованиях.

Денситометрический анализ осуществляют с использованием стандартных математических программ. Плотность анатомических структур и патологически измененных тканей измеряют в «зоне интереса» (region of interest, ROI) округлой или, при необходимости, произвольной формы. Чем больше площадь зоны интереса по отношению к размерам патологического образования, тем более объективным оказывается измерение плотности. Необходимо учитывать среднее значение денситометрических показателей (mean) и величину стандартного отклонения (standart deviation, SD). Это позволяет разделить все патологические образования на однородные и неоднородные. Мягкотканые структуры считаются

однородными, если стандартное отклонение не превышает одной трети от среднего значения их плотности. Обычно этот показатель не должен превышать 10... 15 НУ[4].

Сравнение денситометрических показателей может быть объективным только при одинаковых физико-технических условиях выполнения исследования. Денситометрическая характеристика измененных участков имеет, в основном, качественный характер. Абсолютные величины чисел Хаунсфилда весьма переменны и зависят от многих факторов, непосредственно не связанных с изучаемым объектом, в частности техническими особенностями аппарата, областью исследования и рядом других причин. Поэтому анализ плотностных показателей направлен прежде всего на определение основных видов патологических образований: обызвествленных, мягкотканых, жидкостных, жиросодержащих, воздухосодержащих.

Более детальная, количественная оценка денситометрических показателей с использованием абсолютных значений чисел Хаунсфилда (НУ) в ряде случаев необходима при изучении неоднородных патологических образований, а также при использовании методики усиления изображения. Неоднородные патологические образования могут содержать включения жира, жидкости или обызвествления. Для их выявления можно применить методику построения гистограмм, а также распечатку абсолютных значений чисел Хаунсфилда в зоне интереса.

Ортодонтическое лечение у взрослых затруднено в связи с увеличением плотности компактной пластинки и губчатого вещества костной ткани, снижением ее пластичности, ослаблением обменных процессов. Разработано много различных методов инвазивного и неинвазивного воздействия на костную ткань с целью оптимизации ортодонтического лечения. Ни у кого не вызывает сомнения, что хорошего результата ортодонтического лечения у взрослых можно добиться только при комплексном подходе [2]. Ослабить костную ткань и сделать её более податливой к перемещению зубов можно воздействуя на костный матрикс и содержание в ней кальция и фосфора. Одним из путей решения данной проблемы является применение низкочастотного ультразвука. Он оказывает разностороннее биологическое действие: вызывает микромассаж клеточных структур, тепловой эффект, физико-химические изменения и др. Озвучивание низкочастотным ультразвуком повышает проницаемость клеточных мембран, улучшает проницаемость и введение лекарственных веществ.

Целью проведенного экспериментального исследования явился денситометрический анализ костной ткани альвеолярного отростка нижней челюсти у кроликов, подвергшихся озвучиванию низкочастотным ультразвуком частотой 22,44, 60,80 и 100 кГц.

Материал и методы

Эксперимент проведен на 36 кроликах породы шиншилла одинакового веса и возраста. Кроликов разделили на шестнадцать групп. Одну контрольную – 9 особей и пятнадцать опытных – по 3 особи в каждой. В первой, второй и третьей опытной группах проводили озвучивание костной ткани и слизистой альвеолярного отростка нижней челюсти в области центральных резцов

ультразвуком частотой 22 кГц до десяти минут по 5,10 и 15 процедур соответственно. В четвёртой, пятой и шестой опытных группах проводили озвучивание костной ткани и слизистой в этой же области ультразвуком частотой 44 кГц до десяти минут, также по 5,10 и 15 процедур соответственно.. В седьмой, восьмой и девятой опытных группах проводили озвучивание костной ткани и слизистой в этой же области ультразвуком частотой 60 кГц до десяти минут, также по 5,10 и 15 процедур. В десятой-двенадцатой опытных группах проводили озвучивание костной ткани и слизистой в этой же области ультразвуком частотой 80 кГц до десяти минут, также по 5,10 и 15 процедур. В тринадцатой-пятнадцатой опытных группах проводили озвучивание костной ткани и слизистой в этой же области ультразвуком частотой 100 кГц до десяти минут, также по 5,10 и 15 процедур. После окончания эксперимента животных выводили из опыта под наркозом. Брали участок нижней челюсти в области резцов, отделяли слизистую оболочку и надкостницу и фиксировали в 10%-ном растворе формалина.

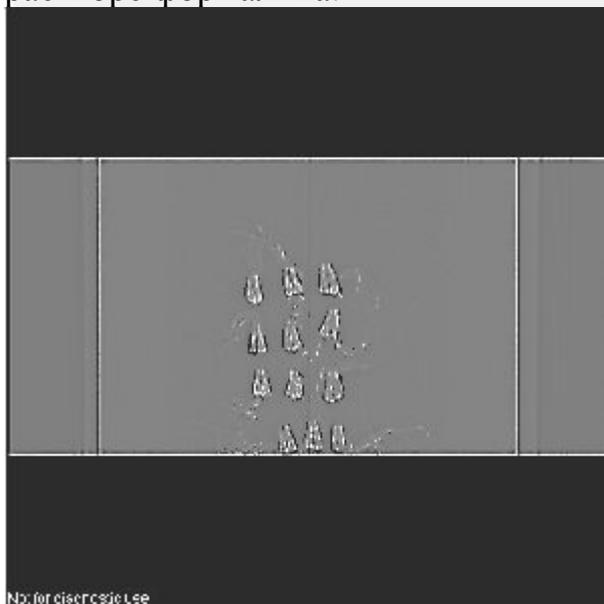


Рис.1. Сканирование образцов костной ткани.

Исследование образцов костной ткани проводили на многосрезовом спиральном компьютерном томографе « Light Speed » фирмы Дженерел Электрик и « Somatom-Volum Zoom » фирмы Сименс. Образцы укладывались на плоскую деку стола и сканировались по общепринятой методике (рис.1). Реконструировали изображения образцов сканами толщиной в 1-2 мм. Плотность структуры костной ткани изучалась при помощи одной из программных функций томографа-денситометрии (рис.2).

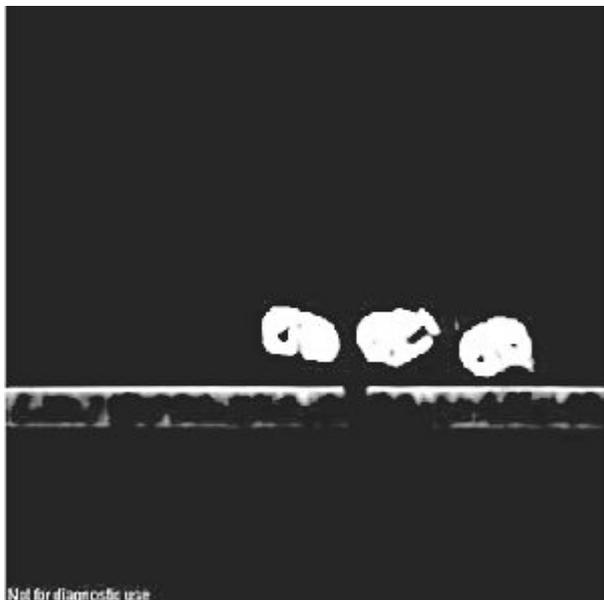


Рис.2. Реконструированные образцы для денситометрии.

Результаты исследования обработаны с помощью специальных прикладных программ с вычислением средней арифметической величины (M), стандартной ошибки (m), критериев достоверности Стьюдента (t), вероятности достоверности сравниваемых величин (P). Различия рассматривались как достоверные при $P < 0,05$.

Результаты и обсуждение

Полученные коэффициенты ослабления рентгеновского излучения выраженные в относительных величинах, так называемых единицах Хаунсфилда (HU) приведены в таблице.

Таблица. Коэффициенты ослабления рентгеновского излучения (HU, $M \pm m$)

Частота ультразвука	5 процедур		10 процедур		15 процедур	
	Наружная компактная пластинка	Внутренняя компактная пластинка	Наружная компактная пластинка	Внутренняя компактная пластинка	Наружная компактная пластинка	Внутренняя компактная пластинка
22 кГц	1572±98,9*	1703,5±81,3	1489±20,0*	1730±41,3	1416±84,0*	1748±66,6
44 кГц	1440±45,2*	1741±22,0*	1427±71,1*	1733±39,3	1410±64,8*	1735±32,2
60 кГц	1425±52,8*	1742±22,3*	1421±28,9*	1740±17,5*	1401±34,3*	1731±35,3
80 кГц	1405±27,9*	1734±30,3*	1412±15,9*	1736±17,4*	1392±24,6*	1729±15,9*
100 кГц	1395±12,2*	1730±27,5*	1390±4,7*	1744±25,0*	1376±16,6*	1741±20,5*
Контроль	1835±23,5	1816±17,1	1835±23,5	1816±17,1	1835±23,5	1816±17,1

*-различия статистически достоверны от контроля ($p < 0,05$).

Как видно из представленных в таблице данных, в опыте с применением ультразвука частотой 22 кГц при изучении оптической плотности наружной компактной пластинки наблюдается уменьшение единиц Хаунсфилда (HU) от 1572 до 1415.

В опыте с применением ультразвука частотой 44 кГц при изучении оптической плотности наружной компактной пластинки наблюдается уменьшение единиц HU от 1440 до 1409.

Коэффициенты ослабления оптической плотности наружной компактной пластинки в опыте с применением ультразвука частотой 60 кГц снижаются от 1425 до 1401 HU.

При применении ультразвука частотой 80 и 100 кГц, этот показатель уменьшается от 1405 до 1392НУ и от 1395 до 1376НУ.

Во всех группах отмечается уменьшение числовых значений коэффициента Хаунсфилда с увеличением количества процедур ультразвука.

При изучении представленных данных отмечается, что снижение оптической плотности костной ткани более выражено в наружной компактной пластинке, чем во внутренней во всех группах. Этот показатель для внутренней компактной пластинки находится у всех животных примерно на одном уровне.

Так же отмечается во всех группах уменьшение числовых значений коэффициента Хаунсфилда по сравнению с контролем.

Выводы

1. Применение низкочастотного ультразвука приводит к снижению коэффициентов оптической плотности костной ткани.
2. Коэффициенты оптической плотности костной ткани уменьшаются с увеличением количества процедур ультразвука.

Литература

1. Абрахманова, Ж. С. Костная денситометрия и компьютерная томография в оценке пороговых значений минеральной плотности тел позвонков как фактора риска их переломов: автореф. дис. на соиск. уч. ст. канд. мед. наук. Томск, 2006. 24 с.
2. Величко, Л. С., Ивашенко, С. В., Белодед, Л. В. Особенности ортодонтического лечения аномалий и деформаций зубочелюстной системы у взрослых // Современная стоматология. 2001. № 4. С. 36 – 38.
3. Воробьев, Ю. И., Лесняк, В. Н. Компьютерная томография в диагностике заболеваний челюстно-лицевой области // Стоматология. 1988. № 2. С. 89 – 92.
4. Таиров, У. Т., Рожинский, М. М., Скворцов, В. Г. Компьютерный денситометрический анализ рентгенограмм в оценке репаративного костеобразования после остеотомии верхней челюсти (экспериментальное исследование) // Здоровоохранение Таджикистана 1990. № 2. С. 31 – 36.