

© А.А. Свешников, 1997.

Современная диагностическая техника в ортопедо- травматологической клинике (обзор литературы)

А.А. Свешников

Российский научный центр "Восстановительная травматология и ортопедия" им. академика Г. А. Илизарова, г. Курган
(Генеральный директор — академик РАМТН, д.м.н., профессор, заслуженный деятель наук РФ В.И. Шевцов)

В обзоре обстоятельно рассмотрены основные методы обследования ортопедо-травматологических больных. Подробно описаны методы измерения содержания минеральных веществ в костях скелета и формируемом регенерате. Большое внимание уделяется методу магнитно-резонансной томографии. Многие из описанных методов широко применяются в Центре на протяжении 22 лет.

Ключевые слова: кость, минеральные вещества, методы измерения.

The review presents detailed consideration of methods for investigation of orthopaedic-and-traumatologic patients. The methods for measurement of mineral content in skeletal bones and a formed regenerate are described in details. Great attention is paid to the method of tomography with magnetic resonance. Many of the described methods are widely used at the centre all over 22 years.

Keywords: bone, minerals, methods of measurement.

Отсутствие высокочувствительных и не обременительных для больного методик обследования лишает порой врача возможности точно охарактеризовать функциональное состояние конечности при сращении переломов, удлинении ее, замещении дефектов кости с тем, чтобы можно было по ходу лечения выбирать оптимальный темп удлинения и научно обоснованно, а не субъективно (на основе большого практического опыта), дозировать нагрузку и продолжительность фиксации аппаратом, судить о степени зрелости вновь образованной кости, времени снятия аппарата и восстановления трудоспособности.

В РНЦ "ВТО" для этих целей на протяжении последних 22 лет широко используются методы лучевой диагностики. Они отличаются высокой точностью и универсальностью. Благодаря им не только углубился и расширился характер проводимых исследований, но и осуществляется динамический контроль репаративного процесса, изучается состояние минерализации регенерата, кровообращения в конечности, скорость движения лимфы и состояние лимфатических узлов, функциональное состояние костного мозга.

Существенное значение при обследовании больных сегодня приобрел метод одно- и двухфотонной абсорбциометрии. С его помощью изучается не только минерализация регенерата, изменения содержания минеральных веществ в костях поврежденного сегмента, скелете в целом, но и масса мышц и жировой ткани в травмированной конечности и скелете.

С помощью фотонной абсорбциометрии можно обследовать большие группы здоровых людей и выявлять лиц с низким содержанием минеральных веществ, заниматься профилактикой переломов, назначая физические упражнения и сравнительно простую терапию и этим в существенной мере сокращать уличный и бытовой травматизм. Опыт зарубежных стран (США) показывает, что экономический эффект за счет этого исчисляется миллиардами долларов.

Количественная оценка содержания минеральных веществ в скелете. Первоначально для этих целей использовали радиограмметрию. На рентгенограммах измеряли толщину компактного слоя кости (метакарпальных и др). По ней судили о возможном изменении костной массы с точностью 5-8%. Локальная лучевая нагрузка < 1mSv. При повторных исследованиях очень важно, чтобы было одинаковым расстояние между пленкой и костью: сдвиг на 1 см дает ошибку в 2-3%. Обычно изменения обнаруживаются при уменьшении минералов на 30-50%.

При денситометрии рентгенограмм (фото-денситометрия) ошибка измерения - 5-10%, при большом количестве тканей - 10-30%. Обусловлено это тем, что используется широкий спектр рентгеновских лучей, ухудшающий получение наибольших различий в плотности между костью и мягкими тканями. Не соблюдается такой важный момент, как постоянство объема, в котором проводится рентгенография. Возможны колебания чувствительности в различных участках пленки, требуется калибровка пленки для учета воздействия ионизирующего излучения от

опыта к опыту. На плотность влияет методика ее проявления. Предпринималось немало попыток для устранения недостатков: жесткие методы стандартизации ионизирующего излучения - уменьшение рассеяния излучения, улучшение качества пленки.

Эталоном служил клин, обработка результатов производилась с помощью компьютеров. Однако несмотря на все меры ошибка составляет $\pm 10\%$.

Однофотонная абсорбциометрия. Исходя из большой ошибки измерения, понятно стремление ученых найти более простой и точный метод исследования. Его предложили Cameron и Sorenson [1]. Он был назван фотонной абсорбциометрией и лишен всех недостатков, свойственных фотоденситометрии. В приборе - анализаторе минералов (фирма "Norland", США) - используются закрытые источники одной энергии (^{125}I или ^{241}Am), поэтому метод назван однофотонной абсорбциометрией. Он достаточно широко применяется во многих странах в связи с доступностью и незначительной величиной ошибки (2-5%).

Все приемы, с помощью которых измеряют содержание минеральных веществ (СМВ) методом фотонной абсорбциометрии, основаны на ослаблении их потока тканями. При комптон-эффекте уменьшение потока приблизительно пропорционально плотности. Второй эффект - фотоэлектрический. Уменьшение обратно пропорционально кубу энергии гамма-квантов (фотонов). Мягкие ткани, мышцы имеют атомный номер около 7. Для фосфора он равен 15, кальция - 20. В кости их много, поэтому ослабление, по сравнению с мягкими тканями, будет намного большим. Благодаря этому путем сравнения коэффициентов поглощения указанных энергетических пучков меняется селекция информации о минеральной плотности мягких и костной тканей.

Использование закрытых радиоактивных источников с очень низкой энергией (^{125}I - 27 кэВ) приводит к тому, что мало фотонов проходит через мягкие ткани.

Коммерческий аппарат, названный анализатором минералов (в последние годы называется пальцевым костным денситометром) имеет мотор, передвигающий раму с источником и детектором над костью, компьютер для обработки данных, дисплей и печатающее устройство.

В клиническую практику аппарат начал внедряться за рубежом с 1975 года, в России А.А.Свешниковым - с 1976 года. Однофотонная абсорбциометрия используется для определения МВ в костях, окруженных небольшим количеством мягких тканей (кости предплечья, фаланги пальцев, пяточная кость). В связи с тем, что они также поглощают фотоны, эффект компенсиру-

ется исследованием в постоянном объеме, создаваемом специальной манжеткой, заполненной водой и накладываемой вокруг исследуемого места. Прошедшие через кость фотоны, регистрируются детектором и информация передается на компьютер.

Наибольшее число измерений сделано сегодня в лучевой и пяточной костях [2-5]. Анализатор минералов для измерения в пяточной кости первоначально был сделан [6] применительно к исследованиям у космонавтов. Затем фирмой "Siemens" был видоизменен и назван "остеоном" (в настоящее время называется "остеоанализатором").

Для измерения МВ в костях предплечья используется источник ^{125}I . В лучевой кости содержание компактного вещества на границе средней и нижней трети составляет 98%, в 2 см от стилоидного отростка - 75%, в 5 мм от радиούльнарного сочленения - 32% (68%-трабекулярная кость). Ширина лучевой в этом месте - 20,8 мм, локтевой - 14,4 [7]. При нахождении этой точки предплечье располагается на приборе в состоянии легкой пронации (до 10° от нейтрального). Для поддержки руки в данном положении применяется приспособление. В этой точке содержание минералов уменьшается после 50 лет на 0,7% за год.

В пяточной кости компактное вещество составляет 10% (90%-трабекулярное). Здесь нет костно-мозговой полости, как и в лучевой на расстоянии 5 мм от лучезапястного сустава. Поэтому выявляется высокая корреляция со сдвигами минералов в позвоночнике, в головке бедренной кости, осевом скелете в целом.

Чтобы проверить абсолютную точность результатов измерений на анализаторе, сравнивали полученную величину с массой минералов в золе сканированного участка кости [1]. Обнаружена линейная связь между этими результатами. Одним из первых это сделали Judy и соавторы [8]. Ошибка измерения составила 3%. Недавно Wahner [9-11] нашел, что стандартная ошибка составляет + 0,05 г/см², что соответствует + 5%. Строгая корреляция подтверждена и методом нейтронно - активационного анализа [12, 13]. Обнаружено также, что количество минералов в середине диафиза лучевой кости хорошо коррелирует (коэффициент 0,9) с их величиной в других частях диафиза конечного скелета, включая кости: плечевую, локтевую, большеберцовую, дистальную часть бедренной, нижнюю треть лучевой. При обследовании на анализаторе различных костей скелета было показано, что величина минералов в месте исследования весьма точно коррелирует (коэффициент 0,85) с их количеством во всей измеряемой кости [14].

Аналогичной оказалась корреляция и с весом кальция в скелете, так как в теле человека 80%

его находится в кортикальном отделе кости. Кроме этого обнаружена высокая взаимозависимость с величиной МВ в позвоночнике. Это подтверждено исследованиями на трупах [15]. Поскольку 99% кальция находится в костной ткани, то определение его в скелете, по сути дела, представляет измерение и в организме в целом. Из этих результатов вытекает и другое заключение: по величине МВ, в частности, в диафизе лучевой кости, можно судить о количестве кальция во всем теле. Трактовка данных основывается на следующих положениях: содержание минералов в лучевой кости прямо пропорционально их массе в малом объеме и величине во всем теле [16].

Для исследования дистального отдела лучевой кости предложена и периферическая компьютерная томография (pQCT), разработанная в Швейцарии [17, 18]. Она дает возможность проводить многослойные исследования кости и обеспечивает высокую точность определения СМВ в кортикальной и губчатой костях, а также их глубину (толщину). В трабекулярной кости активно (в 10 раз быстрее, чем в кортикальной кости) протекают обменные процессы, лучше кровообращение и поэтому выявляются наиболее ранние изменения. Результаты гораздо более точные для предсказания изменений в осевом скелете [19], чем полученные в пяточной кости [20]. Используется источник ^{125}I . В Германии выпускаются приборы "Peripheral QCT2", а также "Stratec SCT" и "ХСТ". Они позволяют сделать одно определение на любой глубине при сравнительно низкой разрешающей способности. Так, ошибка измерения на приборе ХСТ-900 у здоровых лиц составляет 1-2%, у больных остеопорозом - 5%. По сравнению с ними более совершенен швейцарский аппарат "Densiscan". Ошибка в 10 раз меньше. Лучевая нагрузка - 100 мSv.

Продолжительность исследования на анализаторе минералов вместе с укладкой конечности около 1 минуты. Учитывая это, метод применяется для профилактики переломов при популяционных измерениях у женщин старше 40 лет, изучения сдвигов в процессе заболеваний [21, 22]. Прибор выдает данные о среднем содержании минеральных компонентов, приходящихся на 1 см толщины (г/см), и ширине (см) кости. Для сравнения результатов в различных возрастных группах, где неодинакова ширина кости, вычисляют так называемый "костный индекс", то есть отношение указанных величин и выражают его в г/см². Лучевая нагрузка при однофотонной абсорбциометрии составляет 0,02-0,1 мSv на кожу.

Противопоказанием к исследованию являются: беременность, предшествующее исследование с контрастными препаратами, время менее

двух суток после проведенного радионуклидного исследования, наличие металлических предметов.

Двухфотонная абсорбциометрия применяется главным образом для обследования осевого скелета, который окружают большие массы тканей (однофотонная в таких случаях непригодна), а также шейки и межвертельной области бедренной кости. Она используется также для определения МВ во всем скелете. С целью быстрого получения информации о состоянии костей осевого и добавочного скелета применяют последовательно одно- и двухфотонную абсорбциометрию.

Первым методом двухфотонной абсорбциометрии для обследования людей применил Reed, который в 1966 году [23] создал аппарат для определения содержания кальция в различных костях с источниками ^{241}Am и ^{137}Cs . В течение последующих 10 лет интерес к проведению исследований этим методом был невелик. Затем сканер модифицировали [24], заменив два источника малой активности на ^{153}Gd в 1,5 Ки. С помощью этого прибора они исследовали содержание минералов в позвоночнике. Первый коммерческий прибор на основе принципа ДРА (dual photon absorptiometry) сконструировала в 1972 фирма "Lunar" (США). В его основу положены разработки основателя фирмы Р.Б.Мазесса и других исследователей в университете Висконсин (штат Мэдисон). Прибор служит для диагностики и контроля остеопороза. Модель называлась "DP-3". С 1981 по 1988 год было выпущено около 700 сканеров - большинство из проданных в мире в тот период.

Вторая американская фирма ("Norland") также создала в 1983 году коммерческий сканер и назвала его "костным денситометром". В 1985 году фирма "Molsgaard Medical A/S" (Дания) наладила выпуск сканера "Nuclear Data Incl".

Сегодня в костных денситометрах используются закрытые источники активностью в 1 Ки. К столу денситометра сбоку подвижно крепится станина, на которой снизу (под столом) установлен источник, а сверху (над больным) - детектор. При обследовании не требуется накладывать резиновую манжетку на исследуемое место. Отмечается оно с помощью лазерного луча. Прошедшие через кость фотоны улавливаются кристаллом йодистого натрия и регистрируются фотоумножителем. Коллиматор имеет размер 4-13 мм у источника и 3-10 мм - у детектора ширина пучка фотонов 0,3 мм. Сканирование делается поперек стола, на котором на спине лежит пациент. Площадь сканирования отмечается с помощью лазерного луча и составляет 10 x 10 см. Шаг прибора - 2-5 мм в зависимости от величины активности на день исследования. После сканирования на дисплее видна кость.

Обработка результатов проводится компьютером и распечатывается на бумаге.

Компьютер выдает данные о том какая площадь просканирована, сколько в ней минералов (в граммах, г/см, г/см²). В процессе детальной обработки результатов можно точно определить ширину кости, костно-мозгового канала, кортикального слоя, сколько в ней МВ (в г/см и г/см² или в абсолютной величине), получить данные о распределении минералов на поперечном срезе. Ошибка измерения + 2%.

В связи с тем, что поток фотонов (гамма-квантов) от источника гадолиния-153 сравнительно невелик, время обследования поясничного отдела позвоночника и проксимального конца бедренной кости вначале составляло 20-30 минут. В 1986 году датская фирма "Novo diagnostik systems" разработала модель сканера, в которой используется 4 детектора и благодаря этому значительно уменьшилось время обследования.

В июне 1988 года фирма "Lunar" выпустила программное обеспечение для сканирования позвоночника и бедра в сагиттальной плоскости, а также модернизировала программу для всего скелета. В мае 1990 года создана новая программа и держатель для пациента при боковом сканировании позвоночника на аппаратах DPX или DPX-L.

В настоящее время рекомендуется сканирование позвоночника в положении на боку. Оно позволяет врачу фокусировать внимание на содержании минералов в менее плотных компонентах, которые метаболически более активны и удобны для наблюдения при относительно небольших промежутках времени между исследованиями.

Для раздельного определения СМВ в трабекулярной и кортикальной костях позвонка первыми в 1986 году сделали аппарат индийские ученые [25]. В этом же году, но во Франции, фирма "Atomic Energy Commission" предложила сканер, способный производить как передне-заднее, так и боковое сканирование позвоночника с источниками ²⁴¹Am и ¹³³Ba.

Лучевая нагрузка при обследовании поясничного отдела позвоночника составляет 0,02 мЗв на красный костный мозг, проксимального конца бедра - 0,5-1,5 мЗв на кожу. Суммарная лучевая нагрузка на обследуемый участок 20-40 мЗв в зависимости от активности источника на день обследования.

Двухфотонная абсорбциометрия используется не только для определения содержания минеральных веществ, но и массы мышц и жира. Время обследования всего тела 1 час. Ошибка + 2%. Лучевая нагрузка на кожу - 0,01-0,1 мЗв.

Метод фотонной абсорбциометрии является самым точным и широко используется в клинической практике.

Уникальные специализированные измерения, осуществляемые при помощи остеоденситометров у взрослых и детей, выводят на новый уровень диагностику и лечение заболеваний разнообразной этиологии (остеодистрофия, остеомалиция, несовершенный остеогенез, болезнь Тайермана, коксартроз, спондилез, ревматоидный артрит, расстройства эндокринной системы, постклимактерический период, боли в костях неясной этиологии), а также для изучения эффекта от введения некоторых лекарственных препаратов, влияющих на обмен веществ в костной ткани. Появились публикации об использовании метода в онкологии.

Особую ценность представляет подробный анализ результатов при расчете содержания МВ на этапах формирования костного регенерата, в месте сращения отломков, очагах остеомиелита, в месте протезирования, отдельных позвонках или любом их участке, а также для изучения возрастных изменений, определения пороговых величин, ниже которых возникают переломы. Эти данные необходимы при развертывании национальной программы профилактики переломов в России и экономии на лечении переломов миллиардов долларов.

Ученые [26], упорно работая над тем, как сократить время на обследование больного и одновременно улучшить точность работы прибора, в 1988 году предложили заменить источник ¹⁵³Gd на стабильный генератор рентгеновских лучей с мощностью 80-90 киловольт (иногда 70-140 квт) и силой тока 0,75А. Рентгеновские лучи получают от трубки с фильтром из церия (350 мг/см²) или самария. Эффективная энергия излучения - 40 и 70 или 45 и 75 кэв, которая оптимальна для костных измерений. Это ознаменовало выдающийся шаг вперед. Метод известен как двуэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия ("DEXA"). Есть и другие названия: двуэнергетическая радиография - "DER" [27], количественная дигитальная (цифровая) радиография - "QDR" [28].

Использование рентгеновских лучей дало возможность во много раз увеличить поток фотонов и разрешающую способность для отдельных частей тела, которая стала равной 1,2 x 1,2 мм (при вышеназванных радиоактивных источниках - 4 x 4 мм), а при исследовании всего тела - 4,8 x 9 мм. Основанные на этой методике приборы очень точно отражают фактическое количество гидроксипатита. На результаты не влияет толщина тканей, содержание в ней жира (при колебании от 0 до 40%) и расстояние от поверхности стола. Получается большая четкость при обследовании поясничной области, до минимума сведено влияние артефактов в этой области. Время обследования сократилось в 6 раз и составляет для проксимального конца бедра 3 мин,

позвоночника 5 мин, всего тела - 20 мин, для скрининга - 1 минута. Ошибка измерения +1%. Доза облучения, определенная термолюминесцентным методом, равна 20 мЗв [29].

В июне 1988 фирма "Lunar" создала на основе этого метода аппарат. Он оснащен стабильным генератором лучей Рентгена, который обеспечивает выход излучения с отклонением + 0,05%. Ослабление интенсивности пучка фотонов после прохождения через ткани переводится в цифровой код. Результаты обрабатываются и анализируются стандартным компьютером, который выдает сведения о количестве плотных и мягких тканей. Они представляются на цветном мониторе с высоким разрешением. Пользователь может сравнивать ранее полученные данные, с настоящими. Аппараты не требуют специального электроснабжения, помещения, защиты оператора. Доза рентгеновского облучения, получаемая пациентом, составляет в зависимости от вида обследования 0,001 - 0,07 мЗв.

Предложено использовать новую автоматическую справочную таблицу, которая устраняет необходимость периодической внешней калибровки [27].

Выявлена строгая корреляция данных о норме, полученных с помощью закрытых источников и рентгеновских лучей. Поэтому ранее установленные данные будут пригодны и в условиях модификаций метода в будущем [30].

Разработана программа для измерения не только содержания минералов во всем теле, но и количества жировых и волокнистых тканей. Это может заинтересовать специалистов по физиологии и диете. Лучевая нагрузка 0,02 - 0,07 мЗв.

Первое поколение рентгеновских костных денситометров обеспечило лучшую точность информации (ошибка измерения + 1% вместо + 2% при радионуклидной), сократило время сканирования до 5-8 минут (при радионуклидной двуфотонной абсорбциометрии - 20 минут). Второе поколение приборов ("DPX-Z", "QDR-2000", "XR-26" и "Sophos XRA") обладает большой мощностью пучка излучения и поэтому при этой же ошибке измерения (+ 1%) время обследования позвоночника и проксимального участка бедренной кости сократилось до 2 минут. Денситометр "С-apt" наряду с небольшой ошибкой (+ 2%) обеспечил большую свободу при исследовании позвоночника в боковой проекции, сочетающуюся с легкостью обследования. Однако изучение позвоночника в боковой проекции имеет ограниченное клиническое применение, так как различия в популяции составляет + 10%. По этой причине на этом приборе не рекомендуется обследовать пациентов старше 60 лет и тех, кто лечился кортикостероидами, если уменьшилась высота позвонков.

Самой последней лучшей моделью третьего поколения, основанной на методе ДEXA, является денситометр фирмы "Lunar"- "Expertx". У него много усовершенствований: в рентгеновской трубке используется вращающийся анод, высокоразрешающий детектор (0,5-0,7 мм, в предыдущих поколениях приборов - 2 мм). Фирма "Hologic" (США) выпускает аналогичный аппарат под названием "QDR 4500", но он хуже по всем параметрам.

В силу большей скорости движения детектора "Expert" позволяет обследовать МВ в сагитальном направлении в позвоночнике и бедре за 10 с, позвоночнике в боковой проекции (Th5 - L4) - за 30 с, все тело - за несколько минут. Пациент при этом удобно располагается на спине. Получают сведения о размерах позвонка в передней, задней и центральной частях. За счет однородной геометрии поля, отсутствия искажений вдоль оси позвоночника ошибка при морфометрии + 0,5 мм. Доза облучения в 10 раз меньше, чем при рентгенографии позвоночника в поясничном и грудном отделах в боковой проекции.

Одновременно с вышеперечисленными характеристиками особенностями рентгеновские остеоденситометры фирмы "Lunar" обладают возможностями современных высокоточных рентгеновских аппаратов общего назначения с радиографическим уровнем разрешения.

В течение своей 13-летней истории фирма "Lunar" установила уже более 7000 денситометров в более чем 50 странах. Она владеет наибольшей долей рынка (около 44%), продает и обеспечивает техническое обслуживание через сеть официальных и эксклюзивных дистрибуторов.

В настоящее время вся аппаратура фирмы "Lunar" зарегистрирована в министерстве здравоохранения и медицинской промышленности Российской Федерации и разрешена к использованию в медицинской практике (свидетельство N 94/142).

Важным шагом в развитии костной денситометрии стало использование рентгеновских компьютерных томографов.

Двуэнергетическая рентгеновская компьютерная томография используется для определения содержания МВ в позвоночнике и шейке бедренной кости. Есть возможность рассчитать плотность минералов отдельно в кортикальной и губчатой костях, определить количество кальция на поперечных срезах.

На таких аппаратах эффективность исследования выше, но стоит оно в 10-15 раз дороже, чем радионуклидное. Во много раз выше лучевая нагрузка: при рентгеновской моноэнергетической компьютерной томографии - 2000-2500, двуфотонной - 1000-10000 мЗв. На специально

созданном двуэнергетическом томографе - 1000-3000 мЗв.

Содержание кальция в скелете может быть определено и методом нейтронно-активационного анализа. Ошибка измерения - 3-5%. Доза облучения при исследовании всего тела - 2-20 мЗв, в отдельных частях тела - 10-100 мЗв. Этот метод применяется очень редко главным образом для точной количественной оценки отдельных минеральных компонентов. Для этого нейтронами возбуждают их атомы. Однако такое оборудование может быть использовано только в научных исследованиях, так как сложное и стоит чрезвычайно дорого.

Из изложенного видно, что для прямого измерения содержания МВ в соответствующей области требуются довольно сложное оборудование и сравнительно большие затраты рабочего времени. В связи с этим постоянно дискутируется вопрос о том можно ли по результатам в какой-нибудь области с высоким содержанием, например, трабекулярной кости судить об изменении СМВ во всем скелете, в равной мере, как и по содержанию минералов в одной из точек конечного скелета делать заключение о сдвигах в компактной кости. В процессе таких наблюдений показано, что о характере сдвигов в позвоночнике и костях таза можно получить представление, проводя динамические исследования в пяточной кости и в дистальном метафизе лучевой (точка на расстоянии 5 мм от радиоульнарного сочленения). О состоянии компактной кости конечного скелета получают представление по диафизу лучевой.

Материалы о денситометрии с помощью ультразвука доложены на Международном симпозиуме в Гонконге в июне 1993 году. Было сделано 20 докладов. Исследования выполнены на популярном аппарате "Achilles" фирмы "Lunar", разработанном в 1989-1990 годах. Он применяется в Европе и Японии (точность измерений увеличена за счет использования водяной ванны). Этот аппарат дешевый, нерадиационный. Обеспечивает измерение скорости звука и его рассеяние в легко доступном для исследования месте - пяточной кости. Он дает представление о жесткости кости (ошибка измерения + 2%), как показателя эластичности и состояния структуры. Жесткость хорошо коррелирует с величиной плотности минералов в пяточной и других костях скелета [31, 33]. Это лишний раз подтверждает факт, что плотность и структура взаимосвязаны. Например, низкая плотность трабекулярной кости, имеющей мало соединительной ткани, ведет к большому усвоению микропереломов. Ультразвуковая денситометрия применяется сегодня в педиатрии.

Путем корреляции полученных данных с результатами костного денситометра можно судить о содержании МВ в трабекулярных костях скелета. Для реализации национальной программы изучения риска и ранней диагностики переломов в Японии установлено более 200 таких аппаратов.

Магнитно-резонансная томография (МРТ) - новейший высокоэффективный метод обеспечивает получение изображения любого выбранного сечения тела человека и дает информацию о типе и составе тканей. МРТ является ценным средством неинвазивной диагностики повреждения костей и мягких тканей. Четко выявляются изменения в составе костной ткани, можно идентифицировать остеолитический процесс, определить содержание мягких тканей и кости. Точно устанавливается граница между воспаленной и здоровой тканями.

МР-изображение на мощных приборах отличается высокой контрастностью, поэтому большинство мягкотканых процессов, кровеносные сосуды, сердце, мышцы, паренхима легких хорошо визуализируются без искусственного контрастирования. На МР-томограммах четче, чем на компьютерных томографах, детализируется анатомическая структура органа.

Наибольшей информативностью МР-исследования отличаются при заболеваниях опорно-двигательного аппарата. МР-томография играет ведущую роль в распознавании воспалительных процессов в кости и суставах, месте травмы, врожденных аномалий. Уникальная информация получается при повреждении мышц, сухожилий, связок, оценке распространенности процесса в костном мозге, дифференциальной диагностике гематом от отека, опухолей и воспалительных процессов. МР-томография кровеносных сосудов (МР-дигитальная - цифровая - субтракционная ангиография) при травмах позволяет пересмотреть традиционные подходы к назначению инвазивных методов. Магнитно-резонансная диагностика абсолютно безвредна для больного и персонала, если у них в теле нет металлических предметов, включая зубы.

Рентгеноконтрастная ангиография в настоящее время уже утратила диагностическое значение, особенно в педиатрии, поскольку МР-изображение кровеносных сосудов до 3-4 порядка получается без введения йодсодержащих препаратов и без воздействия ионизирующего излучения.

Следует иметь в виду, что МРТ в условиях чрескостного остеосинтеза может быть применена только до и после снятия аппарата.

ЛИТЕРАТУРА

1. Cameron J.R., Sorenson J.S. Measurement of bone mineral in vivo: An improved method // *Science*. - 1963. - v.142. - P. 230-236.
2. Свешников А.А. Фотонная абсорбциометрия - метод точного прижизненного определения минералов кости // *Арх. анат.* - 1984. - N 9. - С. 87-90.
3. Свешников А.А., Офицерова Н.В. Эмиссионная фотонная компьютерная абсорбциометрия в клинической практике // *Вестн. рентгенол. и радиол.* - 1985. - N 3. - С. 74-75.
4. Свешников А.А. Профилактика переломов: возрастные изменения суммарной величины минеральных веществ в крупных сегментах тела в возрасте 16-30 лет // *Тез. лекций и докл. I Российского симпозиума по остеопорозу*. - М. - "Апрель". - 1995. - С. 112.
5. Nilas L., Podenphant J., Riis B.L., Gotfredsen A. Usefulness of regional bone measurement in patients with osteoporotic fractures of the spine and distal forearm // *JNM*. - 1987. - v. 28. - P. 960-965.
6. Vogel J.M., Whittle M.W. Bone mineral changes : the second manned skylab mission // *Aviat. Space Environ Med.* - 1976. - v. 47. - P. 397-400.
7. Pearce C. Considerations for osteoporosis screening // *Administrative radiology*. - 1987. - N1. - P. 24-27.
8. Judy P.F., Cameron J.R., Junes K.M. et al. Determination of vertebral bone mineral mass by transmission measurements // *Washington. - Atomic Energy Commission*. - 1972. - P. 1-11.
9. Wahner H.W. Single and dual photon absorptiometry in osteoporosis and osteomalacia // *Sem. Nucl. Med.* - 1987. - v. 17. - P. 305-315.
10. Wahner H.W., Dunn W.L., Riggs B.L. Noninvasive bone mineral measurement // *Sem. Nucl. Med.* - 1983. - v.13. - P. 282-289.
11. Wahner H.W., Morin R., Dunn W.L. et al. Dual energy radiography (DER) for bone mineral analysis (BMA) of the lumbar spine // *Mayo Clin., Rochester*. - 1988. - N 474.
12. Chesnut C.H., Manske B., Baylink D., Nelp W. Correlation of total body calcium as determined by neutron activation analysis with regional bone mass as determined by photon absorption // *Intern. Conf. Bone mineral measurement*. - Washington. - 1983. - P. 34-38.
13. Cohn S.H. The present state of in vivo neutron activation analysis in clinical diagnosis and therapy // *Atomic Energy review*. - 1980. - v. 18. - P. 599-660.
14. Doyle F.H., Brown J., Lachance C. Relation between bone mass and muscle weight // *Lancet*. - 1970. - v. 1. - P. 391-393.
15. Horsman A., Bulusu L., Bently H.B. Internal relationship between skeletal parameters in twenty three male skeletons // *Proc. of bone measurement Conf.* - Chicago. - 1970. - P. 365-382.
16. Aloia J.F., Ellis K.J., Zanzi J. Photon absorptometry and skeletal mass in the treatment of osteoporosis // *J. Nucl. Med.* - 1975. - v. 16. - P. 196-199.
17. Ruegsegger P. Quantitative bone measurements in the peripheral skeleton // *EULAR Bulletin*. - 1990. - v. 4. - P. 112-118.
18. Ruegsegger P., Anliker M., Dambacher M. Quantification of trabecular bone with low dose computed tomography // *J. Comput. Assist. Tomogr.* - 1981. - v.5. - P. 384-390.
19. Schneider P., Berger P., Moll E. et al. Getrennte messung von Kompakta und Spongiosadichte mit einem Transversal Rotations Scanner // *Forschr. Rontgenstr.* - 1985. - Bd. 143. - S. 178-182.
20. Hosie C.J., Smith D.A. Precision of measurement of bone density with a special purpose computed tomography scanner // *Br. J. Radiol.* - 1986. - v.59. - N 700. - P. 345-350.
21. Gnudi S., Vellani G., Moroni A. et al. Aging bone loss and risk of vertebral fractures // *National and metabolic aspects of aging*. - Europe. - 1986. - P. 113-117.
22. Grossman J., Runge H., Fengler F., Fichtner S. et al. DDR-Normwerte für den absorptimetrisch ermittelten Knochenmineralgehalt im Radius // *Radiol. diagn.* - 1982. - Bd. 23. - S. 111-120.
23. Reed G.W. The assessment of bone mineralization from the relative of ²⁴¹Am and ¹³⁷Cs radiations // *Phys. Med. Biol.* - 1966. - v. 11. - P. 174-179.
24. Williams J.A., Wagner J., Washnich R., Heilbrum L. The effect of long-distance running upon appendicular bone mineral content // *Med. Sci. Sport Exer.* - 1984. - v. 16. - P. 223-227.
25. Weaver J.K., Chalmers J. Cancellous bone: its strength and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content // *J. Bone Jt. Surg.* - 1966. - v. 48A. - P. 280-308.
26. Mazess R.B., Sorenson J.A., Collick B.D., Smith S.W. Dual-energy x-ray absorptiometry (DEXA) // *Osteoporosis: bone mineral measurement*. - Bath. - Inst. of Physics report. - 1988. - P. 1-10.
27. Wahner H.W., Morin R., Dunn W.L. et al. Dual energy radiography (DER) for bone mineral analysis (BMA) of the lumbar spine // *Mayo Clin., Rochester*. - 1988. - N 474.
28. Sorenson J.A., Hanson J.A., Mazess R.B. Precision and accuracy of dual-energy x-ray absorptiometry // *Tenth Annual Meeting Am. Soc. of Bone Min. Res.* - New Orleans. - 1988. - Abstract 230.
29. Mazess R.B., Sorenson J.A., Collick B.D., Smith S.W. Dual-energy x-ray absorptiometry (DEXA) // *Osteoporosis: bone mineral measurement*. - Bath. - Inst. of Physics report. - 1988. - P. 1-10.
30. Gluer C.C., Steiger P., Selvidge R. et al. Performance of x-ray and isotope-based dual energy bone densitometers // *Tenth. Annual. Scientific Meeting for the American Society of Bone and Mineral Research*. - New Orleans. - 1988. - P.135-138.
31. Auer D.C., Gluer C.C., Genant H.K., Stone K. Quantitative ultrasound and vertebral fracture in postmenopausal women // *Bone Miner. Res.* - 1995. - v. 10. - P. 353-358.
32. Ross P., Huang C., Davis J. et al. Predicting vertebral deformity using bone densitometry at various skeletal sites and calcaneus ultrasound // *Bone*. - 1995. - v. 16. - P. 325-332.
33. Schott A.M., Weill-Engerer S., Haus D. et al. Ultrasound diskriminates patients with hip fracture equally well as dual energy x-ray absorptiometry and independently of bone mineral density // *J. Bone Miner. Res.* - 1995. - v. 10. - P. 243-249.

Рукопись поступила 1.09.97.