

Кости и суставы | Bones and joints

ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)

<https://doi.org/10.24835/1607-0763-1029>

Новые возможности лучевых методов в контроле за регенерацией костной ткани при переломах

© Тухбатуллин М.Г.^{1*}, Кормилина А.Р.², Пасынков Д.В.³, Курочкин С.В.⁴

¹ Казанская государственная медицинская академия – филиал Российской медицинской академии непрерывного профессионального образования Минздрава России; 420012 Казань, ул. Бутлерова, 36, Российская Федерация

² ГАУЗ “Республиканская клиническая больница” Минздрава Республики Татарстан; 420064 Казань, Оренбургский тракт, 138, Российская Федерация

³ ГБУ “Республиканский онкологический диспансер Республики Марий Эл” Минздрава Республики Марий Эл; 424037 Йошкар-Ола, ул. Осипенко, д. 22, Российская Федерация

⁴ ГАУЗ “Городская клиническая больница №7”; 420103 Казань, ул. Маршала Чуйкова, 54, Российская Федерация

Цель исследования: сравнительное изучение возможностей лучевых методов в контроле за регенерацией костной ткани при переломах.

Материал и методы. Проведено исследование формирования костной мозоли у 116 пациентов с переломами трубчатых костей верхних и нижних конечностей с первого дня перелома до полной консолидации отломков. При рентгенографии и КТ определяли минеральную плотность костной мозоли, при ультразвуковой эластографии сдвиговой волной и компрессионной эластографии – жесткость костной мозоли в килопаскалях.

Результаты. Рентгенологически костная мозоль определялась в конце второй – начале третьей стадии формирования костной мозоли. На компьютерной томограмме плотность костной мозоли (в единицах Хаунсфилда), ее структуру и состояние костных отломков определяли у части пациентов во всех стадиях формирования костного регенерата. При ультразвуковом исследовании в мультипараметрическом режиме изучали жесткость, структуру и васкуляризацию костной мозоли, правильность сопоставления костных отломков с первого дня перелома и до полного их сращения.

Заключение. Ультразвуковые исследования в мультипараметрическом режиме можно применить для контроля за регенерацией костной ткани при переломах. Ультразвуковая эластография сдвиговой волной при определении жесткости костной мозоли по чувствительности и специфичности превышает показатели ультразвуковой компрессионной эластографии на всех стадиях формирования костного регенерата.

Ключевые слова: регенерация, костная мозоль, рентгенография, КТ, ультразвуковая эластография

Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.

Для цитирования: Тухбатуллин М.Г., Кормилина А.Р., Пасынков Д.В., Курочкин С.В. Новые возможности лучевых методов в контроле за регенерацией костной ткани при переломах. *Медицинская визуализация*. 2021; 25 (3): 140–149. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-1029>

Поступила в редакцию: 25.04.2021. **Принята к печати:** 30.08.2021. **Опубликована online:** 15.09.2021.

New radiation techniques in controlling bone regeneration in fractures

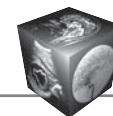
© Munir G. Tukhbatullin^{1*}, Alsu R. Kormilina², Dmitry V. Pasyнков³, Sergey V. Kurotchkin⁴

¹ Kazan State Medical Academy – Branch of the Russian Medical Academy of Continuing Professional Education, Department of Ultrasound Diagnosis; 36, Butlerova str., Kazan 420012, Russian Federation

² Republican Clinical Hospital of Ministry Health of Tatarstan Republic; 138, Orenburgsky Tract str., Kazan 420064, Russian Federation

³ Oncology Dispensary of Mari El Republic, Ministry of Health of Mari El Republic; 22, Osipenko str., Yoshkar-Ola 424037, Russian Federation

⁴ City Clinical Hospital No. 7 of Kazan; 54, Marshal Chuikov str., Kazan 420103, Russian Federation



Objective: comparative study of the possibilities of radiation methods in control of bone regeneration in fractures.

Materials and methods. A study of bone calluse formation was conducted in 116 patients with broken tubular bones of the upper and lower limbs from the first day of the fracture to the complete consolidation of the fractures. In X-rays and CT determined the mineral density of bone calluses, with ultrasonic elastography shear wave and compression elastography determined the rigidity of bone calluses in kPa.

Results. X-ray bone corn was determined at the end of the second – the beginning of the third stage of bone calluse formation. On CT bone corn density (in the HU), its structure and the condition of bone breaks were determined in some patients in all stages of bone regenerate formation. In ultrasound examination in the multiparametric mode studied the rigidity, structure and vascularization of bone calluses, the correct comparison of bone breaks from the first day of the fracture to their complete fusion.

Conclusions. Ultrasonic studies in multiparametric mode can be used to control bone regeneration in fractures. Ultrasonic elastography shear wave, in determining the rigidity of bone calluse, in sensitivity and specificity exceeds the indicators of ultrasonic compression elastography at all stages of bone regenerate formation.

Keywords: regeneration, bone corn, X-ray, CT, Ultrasound Elastography

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Tukhbatullin M.G., Kormilina A.R., Pasyukov D.V., Kurotchkin S.V. New radiation techniques in controlling bone regeneration in fractures. *Medical Visualization*. 2021; 25 (3): 140–149. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-1029>

Received: 25.04.2021.

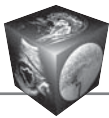
Accepted for publication: 30.08.2021.

Published online: 15.09.2021.

Введение

При переломах костей важную роль играет регенерация костной ткани. В зависимости от сроков формирования и созревания костной мозоли предопределяются тактика лечения пациентов и сроки иммобилизации. Формирование и созревание костной мозоли после перелома проходит в несколько стадий. Первая стадия – соединительнотканная, продолжительностью до 10–12 дней со дня перелома костей, вторая стадия – остеонидная, продолжительностью до 3 нед со дня перелома, третья стадия – это костная стадия, которая начинается с 3 нед после перелома и может продолжаться до 6 мес и более в зависимости от множества факторов (характер и тяжесть переломов, состояние пациента, скорость репаративных процессов, к какой анатомической области относится поврежденная кость и т.д.) [1]. Для диагностики переломов костей и определения тактики лечения основная роль отводится рентгеновским методам и КТ. Регенерация костной ткани при переломах является сложным процессом. Рентгенологически не всегда удается проследить процессы преобразования костной мозоли на ранних сроках. Рентгенография позволяет обнаружить наличие костной мозоли в конце второй стадии ее формирования. КТ более чувствительна в плане определения созревания костной мозоли и позволяет на более ранних стадиях формирования костной мозоли определить ее плотность. При КТ есть возможность определить минеральную плотность (МП) костного регенерата (мозоли) на разных участках зоны перелома (эндостальной, периостальной и в межотломковой зонах). МП костной мозоли определяется в единицах Хаунсфилда (HU), которая

в конце второго месяца после остеосинтеза может достигать более 700 HU за счет суммирования плотности зоны перелома и краев репонированных отломков. Другой метод изучения МП костной мозоли – это использование костных денситометров, в этом случае МП определяется в г/см². МП костного регенерата и костных отломков может колебаться от 1,0 до 1,7 г/см² в зависимости от того, в какой точке и на каких сроках после перелома определялась [2]. Сроки полной и правильной консолидации костных отломков зависят от многих факторов. Осложнения в виде неправильного сращения, дисрегенерации создают определенную проблему в плане тактики лечения и необходимости многократного контроля за состоянием костной мозоли. Ультразвуковое исследование (УЗИ) зоны перелома представляет определенный интерес у клиницистов отсутствием лучевой нагрузки и возможностью многократного сканирования для контроля за состоянием костной мозоли [3, 4]. Однако имеющиеся данные публикаций об использовании УЗИ в травматологии в основном касаются исследований мышечной ткани, сухожильно-связочного аппарата [5–9]. УЗИ для исследований мышечно-скелетной системы применялось в сочетании с другими методами лучевой диагностики и отдельно для контроля послеоперационных осложнений [10, 11]. Есть клинические и экспериментальные работы по использованию ультразвуковой компрессионной эластографии для контроля за состоянием сухожильно-связочного аппарата и костных отломков [12, 13]. В более ранних публикациях УЗИ в травматологии в основном использовалось только в В-режиме, тогда отсутствовали современные ультразвуковые технологии.



Цель исследования

Сравнительное изучение возможностей лучевых методов в контроле за регенерацией костной ткани при переломах.

Материал и методы

Всего было обследовано 116 пациентов с переломами трубчатых костей верхней и нижней конечностей. Пациенты были распределены по возрастным группам. Средний возраст ($M \pm SD$) при переломах трубчатых костей верхних конечностей составлял $29 \pm 7,42$ года; 17–49 лет, медиана – 31 год. Сроки наблюдения: со дня перелома и до полной консолидации костных отломков (до 6 мес). Для контроля за регенерацией костной ткани были применены следующие методы лучевой диагностики: рентгенография, КТ, УЗИ в разных режимах (В-режим, цветное дуплексное сканирование, ультразвуковая эластография). В основную группу брали тех пациентов с переломами, которым проводились все три метода лучевой диагностики (обычные рентгеновские исследования, КТ, УЗИ). Первоначально традиционно для диагностики переломов использовали рентгенографию и КТ. Кратность использования рентгенографии составляла 2,7 раза, КТ – 1,6 раза. УЗИ проводили каждые 2 нед со дня перелома и до полной консолидации отломков. Рентгеновские исследования проводились в день поступления больных с переломами костей для определения локализации, характера перелома, далее рентгенография после сопоставления отломков (обычная репозиция, оперативные вмешательства – остеосинтез и т.д.). Третий и четвертый (при необходимости) снимки делали в конце срока консолидации, после снятия гипсовой повязки, удаления металлической конструкции. Для выявления костной мозоли рентгенографию проводили начиная с 3–4 нед после перелома в тех случаях, когда возникали подозрения о не срастающемся переломе или медленной консолидации отломков. КТ проводилась на аппарате Brilliance 64 (Philips) при сложных переломах и сочетанных травмах. МП костной мозоли при КТ определяли эндостально, периостально и в межотломковой зоне. Показатели МП костной ткани и костной мозоли определяли в единицах Хаунсфилда (НУ). Толщина среза при костном режиме составляла от 0,9 до 3 мм, в мягкотканном режиме – 1,5 мм. УЗИ зоны перелома и окружающих тканей проводилось в мультипараметрическом режиме, то есть УЗИ включало: В-режим, цветное дуплексное сканирование, ультразвуковую эластографию сдвиговой волной (УЗЭСВ), ультразвуковую компрессионную эластографию (УЗКЭ). При В-режиме определяли состояние

костных отломков и окружающих тканей, наличие или отсутствие интерпозиции, осуществляли контроль за развитием костной мозоли и ее структуры, в режиме цветного дуплексного сканирования изучали состояние кровеносных сосудов как в зоне перелома (костной мозоли), так и в тканях, прилегающих к зоне перелома. УЗЭСВ и УЗКЭ применили для определения жесткости костной мозоли [14, 15]. Данные исследования проводились на ультразвуковых аппаратах SuperSonic Aixplorer (Франция) и S40 Pro, S40 Expert (КНР). Обязательным условием для проведения ультразвуковой эластографии является наличие опции эластографии (сдвиговой волной или компрессионной). Для определения жесткости костной мозоли способом УЗЭСВ ультразвуковые линейные датчики частотой 2–15 МГц устанавливали на поверхности кожи в зоне интереса (перелома) и после включения режима эластографии для мышечно-скелетной системы определяли жесткость костной мозоли в проекции межотломковой зоны и периостальной зоны. В каждой точке исследования проводили трехкратно и выводили среднее значение (Mean). Жесткость костной мозоли определяли в кПа. В основе ультразвуковой эластографии лежит модуль Юнга: $E = 3\rho C^2$, где E – модуль упругости Юнга (Па), C – скорость сдвиговой волны (см/с), ρ – плотность вещества (кг/м³). При определении жесткости костной мозоли способом УЗКЭ жесткость костной мозоли сравнивали с жесткостью прилегающих костных тканей (отломков) согласно формуле: $SR = B/A$, где SR – коэффициент деформации, B – жесткость прилегающих костных тканей (отломков), A – жесткость зоны интереса (костной мозоли). Количественный результат SR получали в единицах. Наличие гипсовой повязки или металлической конструкции не являлось препятствием для проведения УЗИ в разных режимах. Статистический анализ проводили в программном пакете SPSS 13.0.

Результаты и их обсуждение

Исходя из того что рентгенологически костная мозоль определяется в конце второй – начале третьей стадии, для контроля за развитием костной мозоли данную классическую методику лучевой диагностики использовали спустя 3–4 нед после перелома по показаниям. В эти сроки края костных фрагментов притупляются, острые края и углы сглаживаются, контуры костей становятся смазанными. В зоне формирования костной мозоли возникают зернистость и участки различной плотности (рис. 1). В процессе дальнейшей регенерации костной мозоли (третья – костная стадия) эти участки постепенно сливаются, и костная мозоль

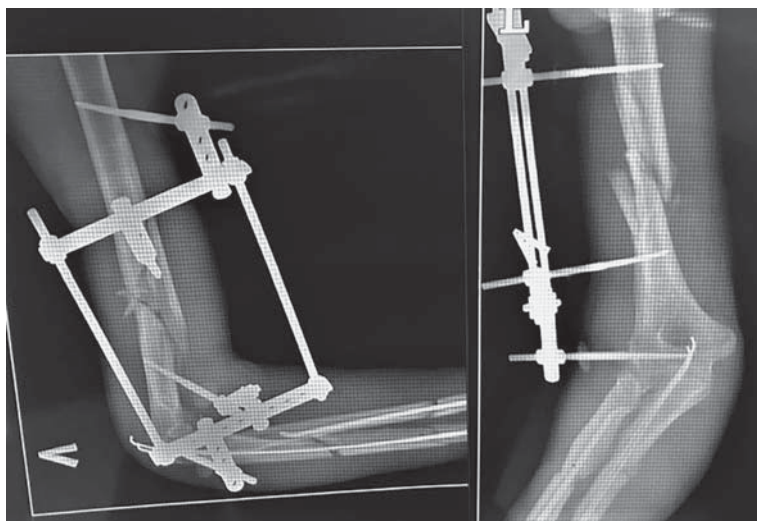
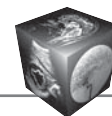


Рис. 1. Закрытый множественный перелом костей левой верхней конечности. 4 нед после перелома. Зернистость и участки различной плотности в зоне перелома плечевой кости. Края костных фрагментов сглажены и размыты.

Fig. 1. Closed multiple fracture of the bones of the left upper limb. Four weeks after the fracture. Graininess and areas of different density in the area of fracture of the humerus. The edges of the bone fragments are smoothed and blurred.



Рис. 2. Закрытый перелом левой бедренной кости. 4 мес после перелома. Костная стадия формирования мозоли. Хорошо выражена периостальная костная мозоль.

Fig. 2. Closed fracture of the left femur. Four months after the fracture. The bone stage of corn formation. The periostolic bone corn is well expressed.

становится более однородной и плотной из-за обызвествления (рис. 2).

КТ позволяет контролировать развитие костной мозоли практически с первой – соединительнотканной стадии ее формирования (рис. 3).

КТ способна определить МП в зоне костной мозоли на различных участках – эндостально, пе-

риостально и в межотломковом пространстве на любой стадии развития мозоли (рис. 4). В клинической практике в большинстве случаев нет необходимости часто проводить КТ, которая в основном используется при сложных и сочетанных переломах, в случаях неправильного сращения и дисрегенерации. По нашим данным, из

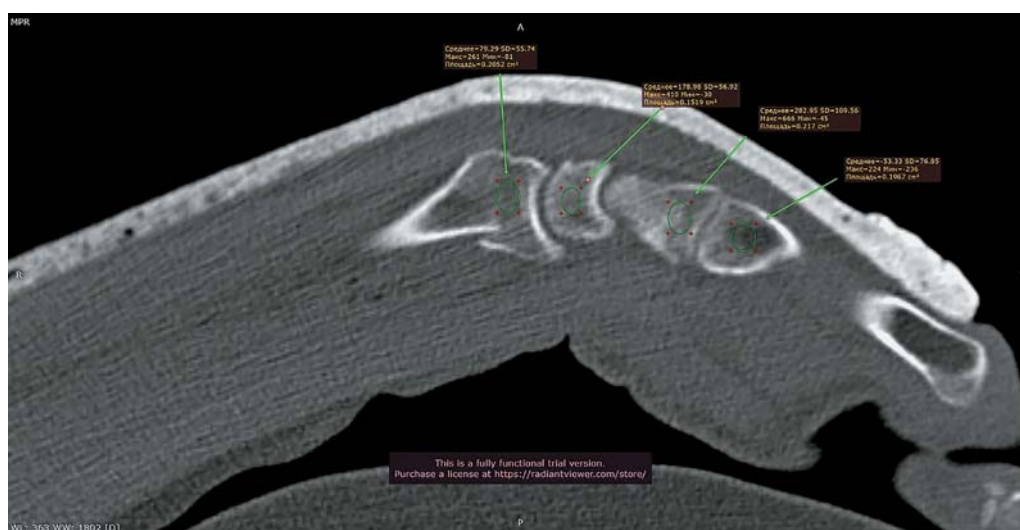


Рис. 3. КТ. Перелом дистального эпиметафиза правой лучевой кости со смещением отломков. 1 нед после перелома. В зоне перелома плотность составляет от 81 до 261 HU.

Fig. 3. CT. Fracture of the distal epimetaphysis of the right radial bone with displacement of fragments. 1 week after the fracture. In the fracture zone, the density is between 81 and 261 HU.

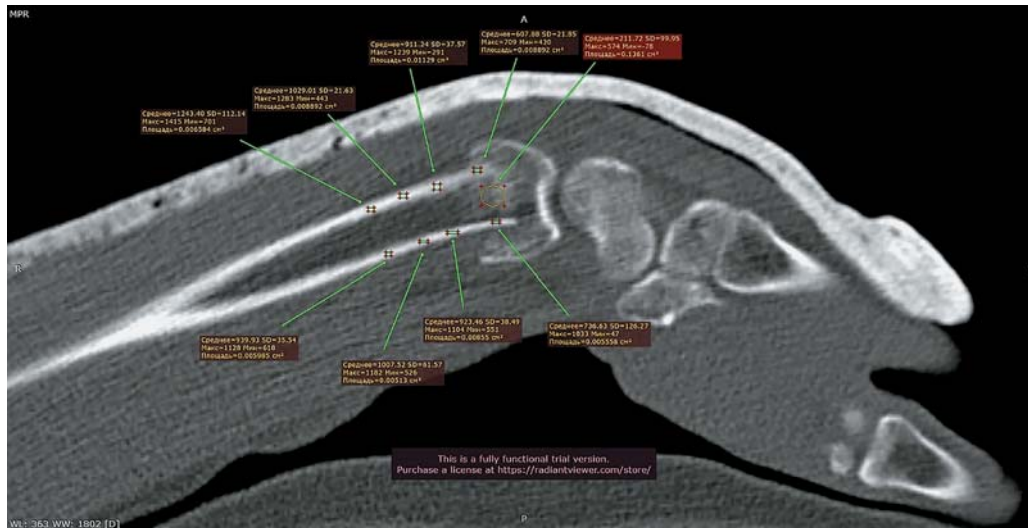
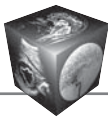


Рис. 4. КТ. Неправильно срастающийся перелом дистального эпиметафиза правой лучевой кости. 2 нед после перелома. В зоне перелома плотность составляет от 78 до 574 HU.

Fig. 4. CT. Not correctly fused fracture of distal epimetaphys of the right radial bone. Two weeks after the fracture. In the fracture zone, the density is between 78 and 574 HU.



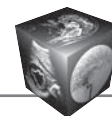
Рис. 5. Тот же случай после неправильного сращения перелома дистального эпиметафиза правой лучевой кости спустя 3 нед после перелома. Репозиция костных отломков, наложена металлическая пластинка. Плотность в периостальной зоне проксимальной части костных отломков составляет от 659 до 2034 HU.

Fig. 5. The same case after improper fused fracture of the distal epimetaphys of the right radial bone 3 weeks after the fracture. Bone repositioning, plaque. The density in the periosthal zone of the proximal part of bone breaks ranges from 659 to 2034 HU.

116 пациентов у 36 была необходимость в КТ-контроле (более 2 раз) по указанным выше причинам (рис. 5). Существенным ограничением для КТ при определении МП костного регенерата являются наложенные в ходе оперативных вмешательств металлические конструкции, пластины и штифты, которые искажают показатели с зоны перелома. Иногда некоторые исследова-

тели металлические конструкции заменяют на рентгенопрозрачные [2].

Ультразвуковые методы исследования зоны перелома в мультипараметрическом режиме выполнили у всех 116 пациентов начиная с первого дня перелома до полной консолидации костных отломков. Использование методов УЗЭСВ и УЗКЭ для контроля за развитием костной регенерации



позволило детально проконтролировать нарастание жесткости костной мозоли на всех сроках наблюдения за данными пациентами (рис. 6–8).

Параметры жесткости костной мозоли при УЗЭСВ у пациентов в возрасте 17–49 лет с переломами лучевой кости на разных сроках консолидации отломков представлены на табл. 1.

Жесткость костной мозоли лучевой кости, определенная методом УЗЭСВ, характеризовалась сильной достоверной корреляцией ($r^2 = 0,988$, $p < 0,001$) с результатами оценки плотности костной мозоли, определенной по данным КТ, что

подтвердило возможность использования первой в качестве валидного маркера зрелости костной мозоли.

При оценке различных видов зависимостей (линейной, логарифмической, обратной, квадратичной, кубической, степенной, экспоненциальной и показательной) наилучшая точность ($r^2 = 0,979$, $p < 0,0001$) была получена для кубической функции (рис. 9).

Уравнение: $C = -0,523 + 0,022Ж + 3,46 \times 10^{-7} Ж^3$,

где C – срок консолидации, $Ж$ – жесткость.

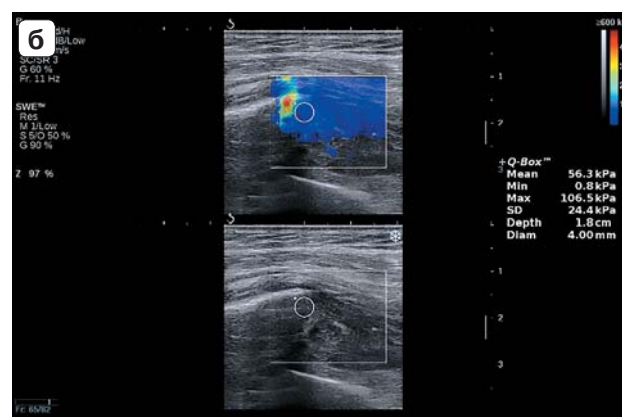


Рис. 6. Закрытый перелом правой лучевой кости. 1 нед после перелома. **а** – цветное дуплексное сканирование, в зоне перелома визуализируется “облачко” костной мозоли, вокруг единичные сосуды; **б** – ультразвуковая эластография сдвиговой волной, жесткость костной мозоли составляет Mean = 56,3 кПа.

Fig. 6. Closed fracture of the right radial bone. 1 week after the fracture. **a** – color duplex scanning, in the fracture zone visualized “cloud” of bone callus, around single vessels; **б** – ultrasonic elastography shift wave, the rigidity of bone callus is Mean 56.3 kPa.

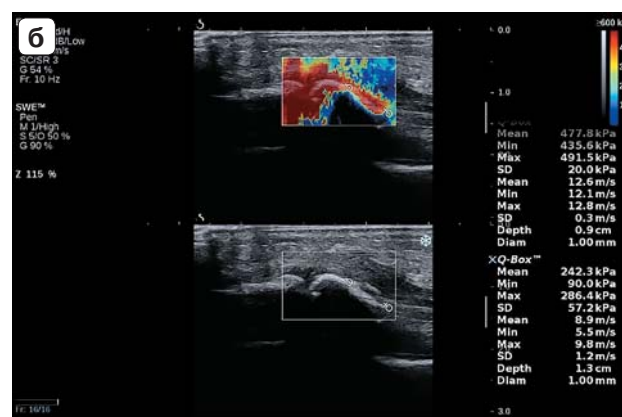
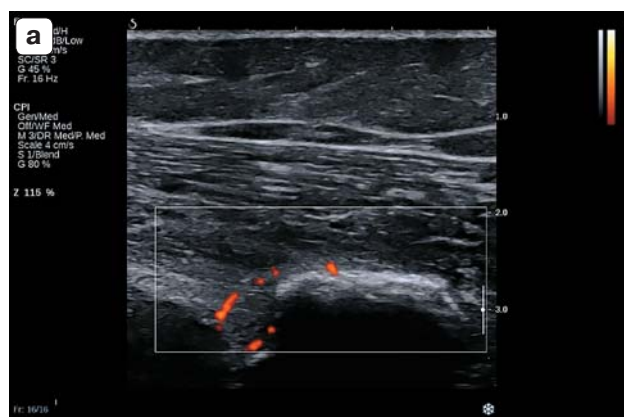


Рис. 7. Срастающийся закрытый перелом правой большеберцовой кости. 2 мес после перелома. **а** – цветное дуплексное сканирование, в зоне костного регенерата хорошо визуализируются сосуды; **б** – ультразвуковая эластография сдвиговой волной, жесткость костной мозоли составляет Mean = 242,3 кПа; жесткость прилегающего костного фрагмента – Mean = 477,8 кПа.

Fig. 7. A fused closed fracture of the right tibia. 2 months after the fracture. **a** – color duplex scanning, in the area of bone regenerate well visualized vessels; **б** – ultrasonic elastography shear wave, the rigidity of bone callus is Mean 242.3 kPa; the stiffness of the adjacent bone fragment is Mean 477.8 kPa.

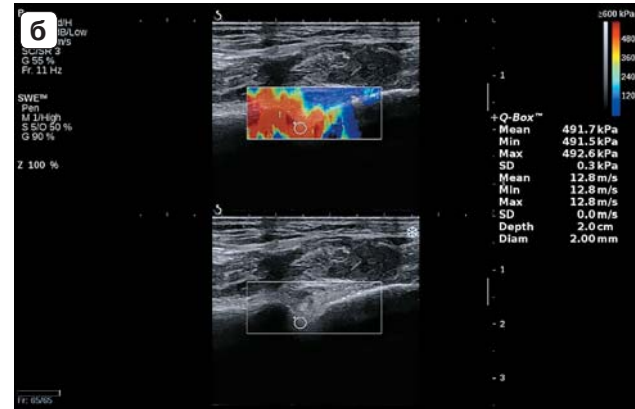


Fig. 8. A fused closed fracture of the right tibia 5 months after the fracture. **a** – color duplex scanning, well visualized hyperechogenic periosteal bone corn with single vessels; **б** – ultrasonic elastography shear wave, the stiffness of bone calluse is Mean 491.7 kPa.

Table 1. The stiffness of bone calluses in the kPa in patients (n = 24) after the fracture of the radial bone at different stages

A scatter plot showing the relationship between Radius Stiff (X-axis) and Time (Y-axis). The X-axis ranges from 0,00 to 400,00 with major ticks every 100,00. The Y-axis ranges from 0,00 to 6,00 with major ticks every 1,00. The plot contains two data series: 'Observed' data points represented by open circles, and a 'Cubic' fit represented by a solid black line. The observed data points are clustered at various intervals of Radius Stiff, showing a clear upward trend. The cubic curve starts near the origin and follows the general trend of the observed data points, providing a smooth fit to the data.

Radius Stiff	Time (Observed)
50,00	0,20
100,00	0,50
120,00	0,70
150,00	0,80
180,00	1,00
200,00	1,00
280,00	2,00
300,00	3,00
320,00	3,00
330,00	4,00
340,00	4,00
350,00	5,00
360,00	5,00
370,00	6,00
380,00	6,00

Fig. 9. The best accuracy in assessing different types of dependencies is obtained for the cubic function.

При УЗКЭ жесткость костной мозоли сравнивается с жесткостью прилегающих костных отломков. Методика подходит для применения при отсутствии ультразвуковых сканеров с опцией эластографии сдвиговой волной. По мере нарастания жесткости костной мозоли коэффициент деформации SR стремится к единице (рис. 10, 11).

Показатели коэффициента деформации SR с зоны костной мозоли после перелома лучевых костей у пациентов, полученные при УЗКЭ на разных сроках, представлены на табл. 2.

По данным четырехпольной таблицы чувствительность и специфичность при определении коэффициента деформации SR методом УЗКЭ в зоне костной мозоли лучевых костей составили: для соединительнотканной стадии развития костной

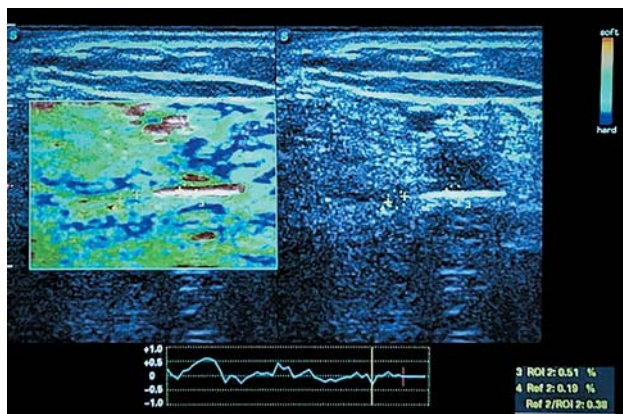
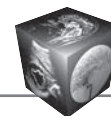


Рис. 10. Ультразвуковая компрессионная эластограмма. Закрытый перелом левой лучевой кости. 1 нед после перелома. Коэффициент деформации в зоне костной мозоли SR = 0,38 ед.

Fig. 10. Ultrasonic compression elastogram. Closed fracture of the left radial bone. 1 week after the fracture. Strain Ratio (SR) in the area of bone calluses 0.38 units.

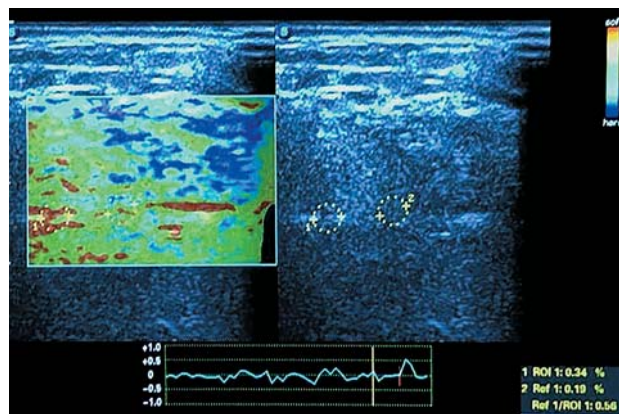


Рис. 11. Ультразвуковая компрессионная эластограмма. Закрытый перелом левой лучевой кости. 6 нед после перелома. Коэффициент деформации в зоне костной мозоли SR = 0,56 ед.

Fig. 11. Ultrasonic compression elastogram. Closed fracture of the left radial bone. Six weeks after the fracture. Strain Ratio (SR) in the area of bone calluses 0.56 units.

Таблица 2. Коэффициент деформации SR костной мозоли (в единицах) у пациентов (n = 12) после перелома лучевой кости на разных сроках

Table 2. The Strain Ratio (SR) of bone calluse in units in patients (n=12) after a fracture of the radial bone at different stages

Срок после перелома	1 нед	2 нед	3 нед	4 нед	2 мес	3 мес	4 мес	5 мес	6 мес
Среднее	0,33	0,36	0,38	0,42	0,75	0,85	0,94	0,97	1,00
± стандартное отклонение	± 0,01	± 0,01	± 0,02	± 0,02	± 0,02	± 0,03	± 0,02	± 0,02	± 0,02

мозоли 85,6 и 79,1% соответственно, для остеодной стадии – 82,2 и 77,6% соответственно, для костной стадии – 81,5 и 79,2% соответственно. Коэффициент деформации SR костной мозоли лучевых костей при УЗКЭ на разных сроках после перелома обладал сильной достоверной корреляцией ($r^2 = 0,964$, $p < 0,001$) с результатами оценки плотности костной мозоли, полученными при КТ, что подтвердило возможность использования первой в качестве валидного маркера зрелости костной мозоли. При оценке различных видов зависимостей (линейной, логарифмической, обратной, квадратичной, кубической, степенной, экспоненциальной и показательной) наилучшая точность ($r^2 = 0,970$, $p < 0,0001$) была получена для кубической функции (рис. 12).

Уравнение: $C = 0,863 - 5,861 Ж^2 + 10,556 Ж^3$,

где C – срок консолидации, Ж – жесткость.

Таким образом, УЗИ зоны перелома костей в мультипараметрическом режиме позволяет определить состояние костных отломков (В-режим), изучить васкуляризацию костного регенерата (цветовое дуплексное сканирование), определить жесткость и коэффициент деформации.

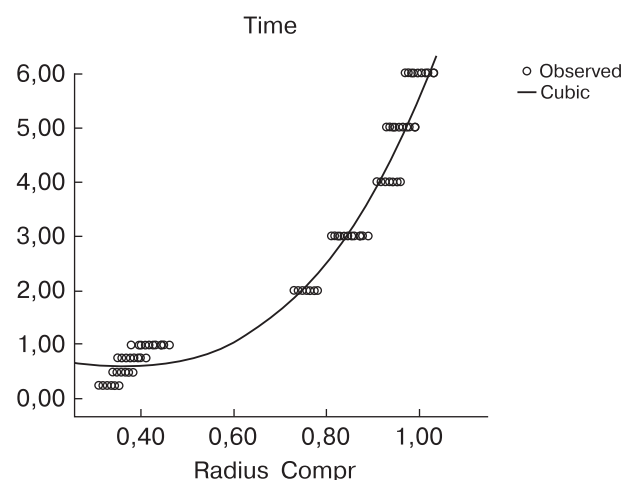
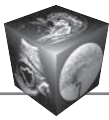


Рис. 12. Оценка различных видов зависимостей. Наилучшая точность получена для кубической функции.

Fig. 12. Assessment of different types of dependencies. Best accuracy for cubic function.



ции костной мозоли (УЗЭСВ и УЗКЭ). Отмечено, что наибольшей степени васкуляризации костная мозоль достигает к середине остеоидной стадии. Если продолжительность первой – соединительнотканной стадии формирования костной мозоли примерно одинакова для всех трубчатых костей, то продолжительность второй – остеоидной стадии и третьей – костной стадии зависит от таких факторов, как характер и локализация перелома, сопоставление отломков, состояние окружающих тканей, включая нервную и сосудистую системы, защитные силы травмированных пациентов и т.д.

Заключение

Лучевые методы диагностики при переломах костей являются основой для правильного диагноза. Каждый метод может быть основным или дополнительным в зависимости от оснащённости медицинского учреждения, наличия подготовленных квалифицированных кадров, владеющих технологиями лучевой диагностики. Ультразвуковые методы в мультипараметрическом режиме могут быть применены в клинической практике в динамике для контроля за состоянием костных отломков, васкуляризацией костного регенерата и определения жесткости костной мозоли в течение всего срока консолидации отломков. Ультразвуковая эластография сдвиговой волной при определении жесткости костной мозоли по чувствительности и специфичности превышает показатели ультразвуковой компрессионной эластографии на всех стадиях формирования костного регенерата.

Участие авторов

Тухбатуллин М.Г. – подготовка и редактирование текста, утверждение окончательного варианта статьи, ответственность за целостность всех частей статьи.

Кормилина А.Р. – проведение исследования, сбор и обработка данных, анализ и интерпретация полученных данных, написание текста.

Пасынков Д.В. – статистическая обработка данных, подготовка, создание опубликованной работы.

Курочкин С.В. – участие в научном дизайне, концепция и дизайн исследования.

Authors' participation

Tukhbatullin M.G. – text preparation and editing, approval of the final version of the article, responsibility for the integrity of all parts of the article.

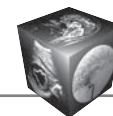
Kormilina A.R. – conducting research, collection and analysis of data, analysis and interpretation of the obtained data, writing text.

Pasynkov D.V. – statistical analysis, preparation and creation of the published work.

Kurotchkin S.V. – participation in scientific design, concept and design of the study.

Список литературы

1. Штейнле А.В. Посттравматическая регенерация костной ткани. Часть 1. *Сибирский медицинский журнал*. 2009; 24 (4): 101–108.
2. Дьячкова Г.В., Степанов Р.В., Суходулова Л.В. и др. Анализ репаративного костеобразования при лечении больных с переломами длинных костей по данным компьютерной томографии и двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии. *Вестник новых медицинских технологий*. 2007; 10 (1): 127–132.
3. Bahl A., Bagan M., Joseph S., Brackney A. Comparison of ultrasound and plain radiography for the detection of long-bone fractures. *J. Emerg. Trauma. Shock*. 2018; 11: 115–118.
4. Менщикова Т.И., Аранович А.М. Оценка активности репаративного остеогенеза дистракционного регенерата большеберцовой кости с помощью современных ультразвуковых сканеров. *Гений ортопедии*. 2011; 4: 101–105.
5. Botar Jid C., Vasilescu D., Damian L., Dumitriu D., Ciurea A., Duda S.M. Musculoskeletal sonoelastography. Pictorial essay. *Med. Ultrason*. 2012; 14: 239–245.
6. Салтыкова В.Г., Бурмакова Г.М., Митьков В.В. Ультразвуковая эластография сдвиговой волной в диагностике кальцифицирующего тендинита плечевого сустава. *Ультразвуковая и функциональная диагностика*. 2013; 6: 78–92.
7. Eby S.F., Song P., Chen S., Chen Q., Greenleaf J.F., An K.N. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *J. Biomech*. 2013; 46: 2381–2387.
8. Miyamoto H., Halpern E.J., Kastlunger M., Gabl M., Arora R., Bellmann-Weiler R., Feuchtnner G.M., Jaschke W.R., Klauser A.S. Carpal tunnel syndrome: diagnosis by means of median nerve elasticity-improved diagnostic accuracy of US with sonoelastography. *Radiology*. 2014; 270: 481–486.
9. Nath A.K., Bouras R. Dynamic ultrasonography in evaluation of muscular trauma. *Eur. Radiol*. 2002; 12: 279.
10. Seo J.-B., Yoo J.-S., Ryu J.-W. Sonoelastography findings of supraspinatus tendon in rotator cuff tendinopathy without tear: comparison with magnetic resonance images and conventional ultrasonography. *J. Ultrasound*. 2015; 18: 143–149.
11. Гажонова В.Е., Абельцев В.П. Возможности ультразвукового исследования в диагностике послеоперационных осложнений при эндопротезировании тазобедренного сустава. *Радиология–практика*. 2007; 4: 37–41.
12. Winn N., Lalam R., Cassar-Pullicino V. Sonoelastography in the musculoskeletal system: Current role and future directions. *Wld J. Radiol*. 2016; 8 (11): 868–879.
13. Tang S., Sabonghy E.P., Chaudhry A., Shajudeen P.S., Islam M.T., Kim N., Cabrera F.J., Reddy J.N., Tasciotti E., Righetti R. A Model-Based approach to investigate the effect of a long bone fracture on Ultrasound Strain elastography. *IEEE Trans. Med. Imaging*. 2018; 37 (12): 2704–2717. <https://doi.org/10.1109/TMI.2018.2849996>.
14. Тухбатуллин М.Г., Кормилина А.Р., Гарифуллов Г.Г. Способ определения жесткости костной мозоли ультразвуковой эластографией сдвиговой волны. Патент № 2732697 С1 Российская Федерация, МПК А61В 8/00. *Бюлл. Изобретения. Полезные модели*. 2020; 27: 1–2.
15. Тухбатуллин М.Г., Кормилина А.Р., Бурмистров М.В. Способ определения формирования костной мозоли



ультразвуковой компрессионной эластографией. Патент № 2732705 C1 Российская Федерация, МПК A61B 8/00. *Бюлл. Изобретения. Полезные модели.* 2020; 27: 1–2.

References

1. Shteynle A.V. Post-traumatic regeneration of bone tissue. Part 1. *Sibirskij Medicinskij Zhurnal = Siberian Medical Journal.* 2009; 24 (4): 101–108. (In Russian)
2. Diyachkova G.V., Stepanov R.V., Sukhodulova L.V. et al. Analysis of reparative bone formation in the treatment of patients with fractures of long bones according to computed tomography and dual-energy X-ray absorptiometry. *Vestnik Novykh Meditsinskikh Tekhnologiy.* 2007; 10 (1): 127–132. (In Russian)
3. Bahl A., Bagan M., Joseph S., Brackney A. Comparison of ultrasound and plain radiography for the detection of long-bone fractures. *J. Emerg. Trauma. Shock.* 2018; 11: 115–118.
4. Mentchikova T.I., Aranovich A.M. Evaluation of reparative osteogenesis activity of tibial distraction regenerated bone using modern ultrasound scanners. *Geniy ortopedii.* 2011; 4: 101–105. (In Russian)
5. Botar Jid C., Vasilescu D., Damian L., Dumitriu D., Ciurea A., Dudea S.M. Musculoskeletal sonoelastography. Pictorial essay. *Med. Ultrason.* 2012; 14: 239–245.
6. Saltykova V.G., Burmakova G.M., Mitkov V.V. Ultrasound shear wave elastography in diagnosis of supraspinatus tendon calcification. *Ultrasound & Functional Diagnostics.* 2013; 6: 78–92. (In Russian)
7. Eby S.F., Song P., Chen S., Chen Q., Greenleaf J.F., An K.N. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *J. Biomech.* 2013; 46: 2381–2387.
8. Miyamoto H., Halpern E.J., Kastlunger M., Gabl M., Arora R., Bellmann-Weiler R., Feuchtnner G.M., Jaschke W.R., Klauser A.S. Carpal tunnel syndrome: diagnosis by means of median nerve elasticity-improved diagnostic accuracy of US with sonoelastography. *Radiology.* 2014; 270: 481–486.
9. Nath A.K., Bouras R. Dynamic ultrasonography in evaluation of muscular trauma. *Eur. Radiol.* 2002; 12: 279.
10. Seo J.-B., Yoo J.-S., Ryu J.-W. Sonoelastography findings of supraspinatus tendon in rotator cuff tendinopathy without tear: comparison with magnetic resonance images and conventional ultrasonography. *J. Ultrasound.* 2015; 18: 143–149.
11. Gazhonova V.E., Abelcev V.P. Possibilities of ultrasound examination in the diagnosis of postoperative complications in hip arthroplasty. *Radiologia-Praktika.* 2007; 4: 37–41. (In Russian)
12. Winn N., Lalam R., Cassar-Pullicino V. Sonoelastography in the musculoskeletal system: Current role and future directions. *Wld J. Radiol.* 2016; 8 (11): 868–879.
13. Tang S., Sabonghy E.P., Chaudhry A., Shajudeen P.S., Islam M.T., Kim N., Cabrera F.J., Reddy J.N., Tasciotti E., Righetti R. A Model-Based approach to investigate the effect of a long bone fracture on Ultrasound Strain elastography. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 2018; 37 (12): 2704–2717. <https://doi.org/10.1109/TMI.2018.2849996>.
14. Tukhbatullin M.G., Kormilina A.R., Garifullov G.G. A method for determining the stiffness of the callus by ultrasonic shear wave elastography. Patent No. 2732697 C1 Rossiyskaya Federatsia, MPC A61V 8/00. *Bull. Izobreteniya. Poleznyue modeli.* 2020; 27: 1–2. (In Russian)
15. Tukhbatullin M.G., Kormilina A.R., Burmistrov M.V. A method for determining the formation of bone callus by ultrasonic compression elastography. Patent No. 2732705 C1 Rossiyskaya Federatsia, MPC A61V 8/00. *Bull. Izobreteniya. Poleznyue modeli.* 2020; 27: 1–2. (In Russian)

Для корреспонденции*: Тухбатуллин Мунир Габдулфатович – 420064 Казань, ул. Оренбургский тракт, 138. “Республиканская клиническая больница” Минздрава Республики Татарстан. Тел.: +7-987-290-42-42. E-mail: munir.tukhbatullin@tatar.ru

Тухбатуллин Мунир Габдулфатович – доктор мед. наук, заведующий кафедрой ультразвуковой диагностики, профессор Казанской государственной медицинской академии – филиала Российской медицинской академии непрерывного профессионального образования Минздрава России, Казань; <https://orcid.org/0000-0002-0055-4746>

Кормилина Алсу Рифкатовна – врач ультразвуковой диагностики ГАУЗ “Республиканская клиническая больница” Минздрава Республики Татарстан, Казань. <https://orcid.org/0000-0002-3549-4421>

Пасынков Дмитрий Валерьевич – канд. мед. наук, заведующий отделением лучевой диагностики ГБУ “Республиканский онкологический диспансер Республики Марий Эл” Минздрава Республики Марий Эл, Йошкар-Ола. <https://orcid.org/0000-0003-1888-2307>

Курочкин Сергей Вячеславович – канд. мед. наук, заведующий отделением лучевой диагностики ГАУЗ “Городская клиническая больница №7”, Казань. <https://orcid.org/0000-0003-3829-8394>

Contact*: Munir G. Tukhbatullin – 138, Orenburgsky Tract str., Kazan 420064, Russian Federation. Phone: +7-987-290-42-42. E-mail: munir.tukhbatullin@tatar.ru

Munir G. Tukhbatullin – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of the Department of Ultrasound Diagnosis Kazan State Medical Academy– Branch Campus of the Federal State Budgetary Educational Institution of Further Professional Education “Russian Medical Academy of Continuing Professional Education” of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation, Kazan’. <https://orcid.org/0000-0002-0055-4746>

Alsu R. Kormilina – Ultrasound doctor of Republican Clinical Hospital of Ministry Health of Tatarstan Republic, Kazan. <https://orcid.org/0000-0002-3549-4421>

Dmitry V. Pasyнков – Cand. of Sci. (Med.), Head of the Department of Radiology Oncology Dispensary of Mari El Republic, Ministry of Health of Mari El Republic, Yoshkar-Ola. <https://orcid.org/0000-0003-1888-2307>

Sergey V. Kurotchkin – Cand. of Sci. (Med.), Head of the Department of Radiology City Clinical Hospital No. 7, Kazan. <https://orcid.org/0000-0003-3829-8394>