

АҚПАРАТТЫҚ ЖҮЙЕЛЕР
ИНФОРМАЦИОННЫЕ СИСТЕМЫ
INFORMATION SYSTEMS

DOI 10.51885/1561-4212_2023_3_55
MPHTI 20.51.01

**А.К. Танкибаева¹, С.К. Кумаргажанова¹, И.Г. Казанцев², Б.Н. Азаматов¹,
Ж.К. Азаматова¹**

¹Восточно-Казахстанский технический университет имени Д. Серикбаева,
г. Усть-Каменогорск, Казахстан
E-mail: tankibaeva_akerke@mail.ru
E-mail: skumargazhanova@gmail.com
E-mail: azamatovy@mail.ru
E-mail: zhanerkez@mail.ru

²Институт вычислительной математики и математической геофизики,
г. Новосибирск, Россия
E-mail: kazantsev.ivan6@gmail.com

КОРРЕКЦИЯ НЕОДНОРОДНОСТИ ИНТЕНСИВНОСТЕЙ ЯРКОСТИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

МАГНИТТІК-РЕЗОНАНСТЫҚ БЕЙНЕЛЕРДІҢ ЖАРЫҚТАНДЫРУ ҚАРҚЫНДЫЛЫҒЫНЫҢ БІРКЕЛКІ ЕМЕСТІГІН ТҮЗЕТУ

CORRECTION OF NON-UNIFORMITY OF BRIGHTNESS INTENSITY OF MAGNETIC RESONANCE IMAGES

Аннотация. В данном обзоре рассматривается проблема коррекции неравномерности интенсивности на магнитно-резонансных медицинских изображениях. Эта проблема связана с особенностями оборудования для визуализации, может быть вызвана нестабильностью регистрации поля магнитными катушками и другими техническими причинами. Поле смещения затрудняет применение цифровых методов распознавания объектов на изображениях и постановку правильного диагноза. В статье кратко изложены сведения о разнообразии цифровых методов постобработки МРТ-снимков. Данный обзор стимулирует применение новых методов и способствует сотрудничеству медиков-практиков и специалистов в информационных технологиях для постановки и решения актуальных задач диагностики.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография, коррекция неоднородности интенсивности, поле смещения.

Аңдатпа. Шолу мақаласы магниттік-резонанстық медициналық суреттердегі қарқындылықтың біркелкі еместігін түзету мәселесін қарастырады. Бұл мәселе визуализация жабдықтарының ерекшеліктеріне байланысты, магниттік орамалардың өрісті тіркеуінің тұрақсыздығы және тағы басқа техникалық себептерден туындауы мүмкін. Ауытқу өрісі суреттердегі нысандарды танудың сандық әдістерін қолдануды және дұрыс диагноз қоюды қиындатады. Мақалада МРТ суреттерін кейінегі өңдеудегі сандық әдістердің әртүрлілігі туралы қысқаша мәліметтер келтірілген.

Түйін сөздер: магнитті-резонансты томография, қарқындылықтың біркелкі еместігін түзету, ауытқу өрісі.

Abstract. The review article deals with the problem of correcting intensity non-uniformity in magnetic resonance medical images. This problem is related to the peculiarities of the equipment for visualization, it can be caused by the instability of the field registration by magnetic coils and other technical reasons. The bias field makes it difficult to use digital methods for recognizing objects in images and making a correct diagnosis. The review provides brief information about the variety of digital methods for post-processing MRI images.

Keywords: magnetic resonance imaging, intensity inhomogeneity correction, bias field.

Введение. Изображения, получаемые в сканере МРТ, часто подвержены шумам. Эти помехи необходимо уменьшить, поскольку они существенно затрудняют дальнейший процесс классификации, кластеризации и постановку диагноза. Помехи разделяются на два больших вида – случайные и систематические. Это деление довольно условное, присутствуют и другие специфические помехи, например, анатомические и возрастные особенности пациента, которые относят к специальным помехам, называемым шумом пациента.

Борьба со случайными помехами имеет давнюю историю в теории и практике обработки сигналов, начиная с изобретения радио в начале двадцатого века и затем с появлением систем передачи и обнаружения аудио-, визуальной и многоспектральной информации. Разработаны и широко применяются статистические методы подавления случайных помех. Теория случайных шумов богата математическими моделями и хорошо разработана. В рамках этой теории и практики нашли применение методы и алгоритмы реконструкции изображений вычислительной томографии, стабилизация и оптимизация помехоустойчивых подходов теории слабо-обусловленных и некорректных задач математической физики.

Обычно шум на МР-изображениях обусловлен флуктуациями магнитного поля в катушке [1]. Различные неоднородности, связанные с МР-изображениями, включают шум, артефакт затенения и эффект частичного объема. Случайные шумы, связанные с МР-изображениями, имеют распределение Райса. Неоднородность интенсивности возникает из-за неравномерности радиочастот во время сбора данных, что приводит к артефакту затенения. Когда несколько типов тканей или классов занимают один и тот же воксель или пиксель, это называется эффектом частичного объема. Существует неотъемлемый компромисс между соотношением контраста и шума (CNR), отношением сигнала к шуму (SNR) и разрешением в приложениях МРТ. Высокая контрастность и высокое пространственное разрешение являются обязательными в зависимости от типа диагностических задач. Высокое отношение сигнал-шум является обязательным условием для приложений обработки изображений, поскольку большинство алгоритмов чувствительны к шуму. Это подчеркивает необходимость применения фильтрации шумов на МР-изображениях для сохранения мелких деталей изображения. В литературе были предложены различные подходы к улучшению эффектов размытия краев, CNR и SNR, такие как адаптивные фильтры, фильтры анизотропной диффузии и вейвлет-фильтры [2].

В данном обзоре рассматривается задача улучшения визуального качества снимков, получаемых в сканерах МРТ и подверженных систематическим помехам, в частности, смещению поля, или неоднородностям яркости на снимках, пример на рис. 1.

Изменение визуальной яркости снимка МРТ, вызванное полем смещения, может достигать 30 % плотности истинного изображения, что вызывает большие затруднения у врачей во время оценки изображений при постановке клинического диагноза, и оказывает неблагоприятное влияние на возможности цифровой обработки медицинских изображений, такие как сегментация, регистрация и количественная оценка. В настоящее время в томографии все еще практически ценной и актуальной остается задача разработки методов и средств устранения шума и артефактов изображений. Такие факторы, как положение пациента в сканере, сам сканер и многие неизвестные проблемы, могут вызывать различия в яркости на МРТ-изображении. Значение интенсивности (от черного до белого) может варьироваться в пределах одной и той же ткани. Это называется полем смещения. Поле смещения – низкочастотный, гладкий, нежелательный сигнал, который значительно затемняет или осветляет какие-то области МРТ-изображения. Поле смещения вызывается неоднородностью магнитного поля аппарата МРТ. Если не исправить поле смещения,

алгоритмы обработки изображений (например, сегментация и классификация) будут выдавать неверные результаты. Перед сегментацией или классификацией необходим этап предварительной обработки, чтобы скорректировать влияние поля смещения. На рис. 1 представлено изображение головного мозга (слева), подверженное нелинейному искажению (затемнению) интенсивностей (в центре) и коррекция (справа).

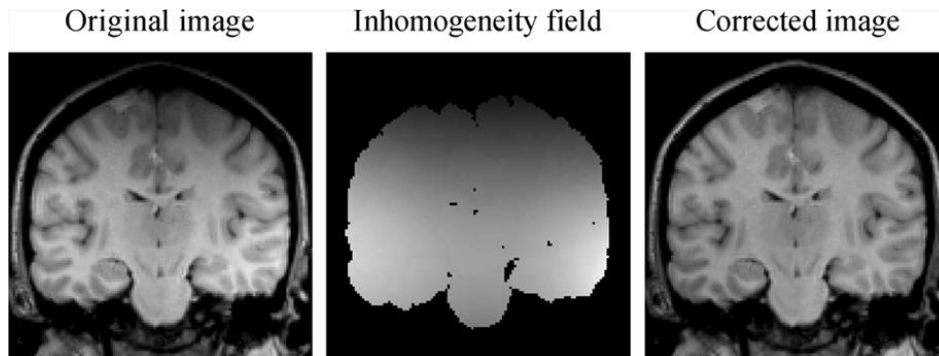


Рисунок 1. Неоднородность интенсивности на МР-изображении головного мозга

Среди многих технологий визуализации магнитно-резонансная томография (МРТ), как не инвазивная технология медицинской визуализации, обладает характеристиками высокого разрешения и высокой контрастности мягких тканей и играет важную роль в диагностике патологий внутренних тканей и органов человека. Однако, из-за таких факторов, как неоднородное статическое магнитное поле, вихревые токи, создаваемые градиентным полем, и неоднородная чувствительность приемной катушки, МРТ-снимок будет иметь неоднородную интенсивность. Коррекция поля смещения является компонентой большой технологической цепочки (Рис. 2), в которой ей отведена роль предобработки для последующего успешного применения методов искусственного интеллекта, распознавания образов, классификации, кластеризации и диагностики [2].

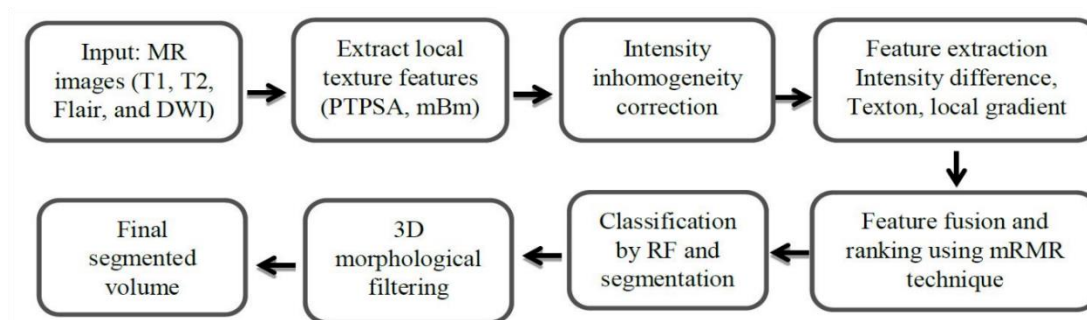


Рисунок 2. Технологическая цепочка распознавания МРТ снимков и место блока коррекции неоднородности интенсивности изображений в ней. Обобщенная блок-схема сегментации очагов ишемического инсульта

В недавних исследованиях были предложены различные методы коррекции поля смещения. В соответствии с различными источниками поля смещения методы коррекции в основном делятся на два типа: технические методы и методы цифровой постобработки. Технические методы обрабатывают поля смещения, вызванные оборудованием и условиями окружающей среды. Методы постобработки изображений включают в себя

методы коррекции поля смещения, создаваемого формой, положением, направлением и удельной магнитной проницаемостью отображаемого объекта. Они не различают источник поля смещения и основаны только на интенсивности изображения и априорном знании объекта изображения.

Стратегии обработки в основном включают методы, основанные на фильтрации [3], подборе (fitting) поверхности [4], сегментации, на гистограммах и статистических подходах [5]. Эти методы в основном полагаются на полученную информацию об изображении и используют предварительные знания о пространственных отношениях отображаемой анатомической структуры и/или распределения вероятности интенсивности для извлечения скрытого поля смещения на изображении [6]. Цифровые методы обычно делают некоторые предположения о процессе сбора данных и могут обрабатывать артефакты поля смещения, связанные со сканером и анатомией. По сравнению с техническими методами, которые могут корректировать только поля смещения, вызванные МРТ-сканирующим оборудованием, методы постобработки также могут корректировать поля смещения, вызванные пациентом.

Метод коррекции смещения N4, излагаемый в [6], в настоящее время является наиболее популярным и широко используемым методом коррекции смещения (см. рис. 3). Он использует надежную процедуру подбора B-сплайна и улучшенный метод иерархической оптимизации для коррекции поля смещения. Этот метод требует выделения переднего плана, а эффективность удаления смещения может зависеть от точности удаления фона, инициализации ширины гистограммы поля смещения и параметров сплайна. Когда метод выполняется в ИТК (The Insight Segmentation and Registration Toolkit), он требует временных затрат [6].

George et al. [7] предложили новый метод коррекции неравномерности интенсивности с помощью неитеративного многомасштабного (NIMS) метода. Этот метод не требует ни сегментации изображения, ни каких-либо предварительных знаний о сканере или объекте, и извлекает поле смещения, используя банк логарифмических фильтров Габор для выполнения многомасштабного анализа входного изображения. Метод NIMS не требует итераций (повторений), поэтому время выполнения относительно малое; однако он легко вызывает артефакты фильтрации в высококонтрастной области изображений мозга и неэффективен для устранения систематической ошибки на изображениях мозга с сильными помехами.

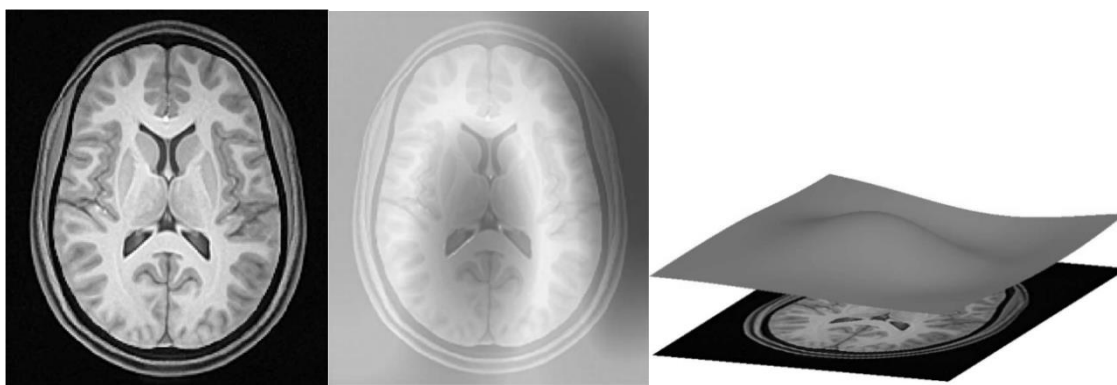


Рисунок 3. (а) МР-изображение со смещением. (б) Алгоритм вычислил оценку поля смещения, которое затем можно использовать для корректировки изображения. (с) Низкочастотный характер поля смещения хорошо заметен при визуализации в виде поверхности
Как аппаратные, так и цифровые методы достигли хороших результатов в устранении

полей смещения, однако остаются задачи для исследований и решений, в том числе необходимость моделирования полей сигнала и смещения, ручного задания параметров, оптимизации методов при тестировании и т.д. В настоящее время вычислительная архитектура становится более гибкой, методы глубокого обучения получили возможность преодолеть эти недостатки [8]. В статье [9] используется глубокое обучение и сеть (BiasNet) для коррекции поля смещения магнитно-резонансных изображений мозга. Нейронные сети и глубокое обучение находят всё более широкое применение в коррекции поля смещения на МРТ-снимках [10], [11].

Математическая модель искажений. Практически все исследователи в своих работах используют одну модель формирования помех МРТ-изображений. Два основных артефакта искажают МРТ-изображение: радиочастотная (РЧ)-неоднородность и импульсный шум. В частотной области, (РЧ)-неоднородность изменяет низкочастотные гармоники, а случайный импульсный шум искажает высокие частоты. В пространственной области РЧ-неоднородность – это мультипликативное искажение, а импульсный шум – аддитивный. На основании признаков, описанных выше, мы можем написать следующую модель помех:

$$g = f \cdot b + N \quad (1)$$

Искаженное изображение (g) получается суммой шума (N) и артефактов исходного изображения (f), умноженное на искажение RF-неоднородности (b). Шум может быть подавлен с помощью известных фильтров для удаления шума, таких как анизотропная диффузия; поэтому предполагается, что проблема случайного импульсного шума уже решена. Недавние результаты можно найти в работах [3], [12]. Будут рассматриваться только изображения f и b . Логарифмирование обеих частей уравнения (1) приводит к аддитивной модели:

$$\ln(g) = \ln(f) + \ln(b) \quad (2)$$

Теперь искажение $\ln(b)$ можно оценить, применяя низкочастотный фильтр (LP), (*Low Pass*) для $\ln(g)$:

$$\ln(b) = LP(\ln(g)) \quad (3)$$

Подставляя (3) в (2) получаем:

$$\ln(g) = \ln(f^*) + LP(\ln(b)) \quad (4)$$

Таким образом, мы получаем следующую оценку неискаженного логарифмического изображения:

$$\ln(f^*) = \ln(g) - LP(\ln(b)) \quad (5)$$

Чтобы получить предполагаемое восстановленное изображение, функция $\exp()$ применяется к обеим частям (5):

$$f^* = \exp(\ln(g) - LP(\ln(b))) \quad (6)$$

Изложенная схема представлена на рис. 4.

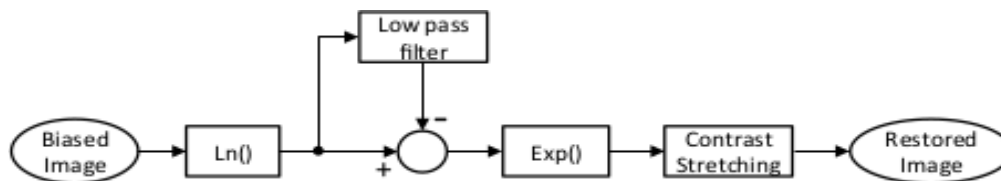


Рисунок 4. Классическая гомоморфная нерезкая обработка маской

На рис. 5 представлена коррекция столбца изображения головного мозга, подверженного нелинейному искажению (затемнению) интенсивностей. Алгоритм фильтрации (1) –

(5) может быть реализован как в области изображений, так и в области преобразования Фурье. В отличие от традиционных алгоритмов удаления полей смещений, основанных на моделях сигналов и априорных предположениях, исследователи обращают внимание на метод ρ – фильтрации, который не использует точного моделирования сигналов и полей смещений и не требует значительной настройки параметров. Результат его действия подобен эффекту выравнивания фона на рис. 5 (б). Фильтр имеет вид

$$\rho(n) = \begin{cases} \frac{1}{4\pi^2}, & \text{если } n = 0 \\ 0, & \text{если } n \text{ четно} \\ \frac{-1}{\pi^2 n^2 d^2}, & \text{если } n \text{ нечетно} \end{cases} \quad (7)$$

где d – шаг дискретизации отсчетов фильтра [13].

Подход, основанный на дифференциальном анализе, применяется следующим образом. В случае предполагаемого отсутствия шума относительное изменение функции g в x (или y) есть

$$\frac{\partial g / \partial x}{g(x, y)} = \frac{b \cdot \partial f / \partial x}{b \cdot f(x, y)} = \frac{\partial f / \partial x}{f(x, y)} \quad (8)$$

Интегрирование уравнения (8) по любому пути S из точки s_0 в точку $s = (x, y)$ можно записать как

$$\int_{s_0}^s \frac{\partial f / \partial S}{f_s} = \int_{s_0}^s \frac{\partial f}{f_s} = [\log Gs]_{s_0}^s \quad (9)$$

Определение $\log f_s = 1$ дает истинное относительное изменение к начальной точке интегрирования:

$$f(x, y) = f_s = \exp\left(\int_{s_0}^s \frac{\partial g / \partial S}{g_s} dS\right) \quad (10)$$

Для изображения искажения, ограниченного низкими частотами, локальные оценки относительного изменения g можно заменить на сглаженные соответствующим образом взвешенные средние оценки. Это составляет основу вычислений интегральной оценки относительного изменения искажения, $C(x, y)$. Таким образом, коррекция оцениваемой величины $f(x, y)$ равна

$$f^* = \exp(-C(x, y)) \quad (11)$$

Используется также ряд других подходов. Упомянем итерационные методы. Используя обозначения $G = \ln(g)$, $F = \ln(f)$, $B = \ln(b)$ в предположении бесшумного сценария модель изображения (3) принимает вид

$$G = F + B. \quad (12)$$

Из этой модели выводится следующее итеративное решение для получения исправленного изображения на n -й итерации

$$F^n = G - B_e^n = G - S(G - E[FF^{n-1}]) \quad (13)$$

где $F^0 = G$, B_e^n – начальная оценка поля смещения, обычно задается как 0, а оператор сглаживания $S(\square)$ является сплайн аппроксимацией. Вывод ожидаемого значения истинного изображения, учитывая текущую оценку исправленного изображения, $E[FF^{n-1}]$, также приводится в [13].

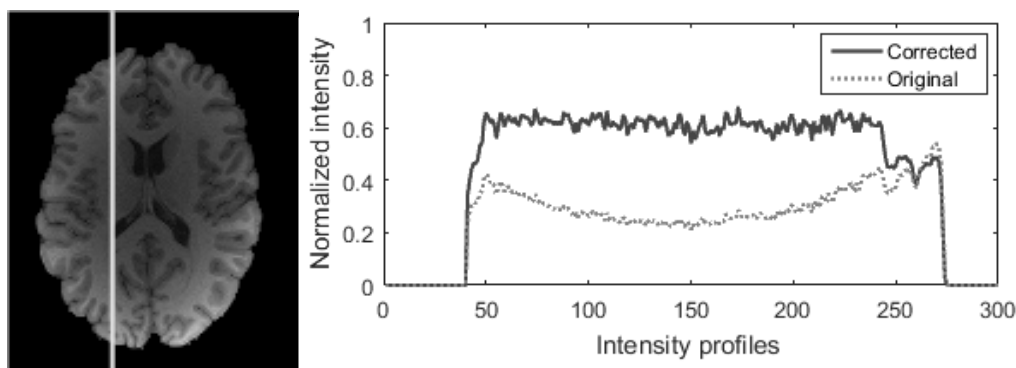


Рисунок 5. а – Аксиальное изображение T1w; б – Сравнение распределения интенсивности вдоль выбранной линии на изображении T1w до и после коррекции

Использование МРТ в диагностике коленного сустава. Мышцы, связки, хрящи и другие суставные структуры хорошо визуализируются с помощью МРТ. Во многих случаях МРТ дает информацию о структурах тела, которые невозможно увидеть с помощью рентгена, УЗИ или компьютерной томографии. Магнитно-резонансная томография (МРТ) коленного сустава проводится для проверки причины необъяснимой боли в колене или отказа колена; поиска проблем в коленном суставе, таких как артрит, опухоли костей, инфекции или повреждения хряща, менисков, связок или сухожилий.

МРТ показывает необходимо ли проводить артроскопию коленного сустава, а также может обнаружить переломы кости, когда рентген и другие тесты не дают четкого ответа. МРТ проводится чаще, чем другие тесты, для выявления определенных проблем с костями и суставами [14], [15].

Остеоартроз коленного сустава является одной из основных причин хронической инвалидности во всем мире и представляет собой значительное социальное и экономическое бремя для систем здравоохранения; поэтому стало необходимым разработать методы выявления пациентов с риском развития остеоартрита коленного сустава на ранней стадии. Стандартные морфологические последовательности МРТ в основном сосредоточены на изменениях, наблюдаемых на поздних стадиях остеоартрита. Однако они обладают низкой чувствительностью к ранним малозаметным и потенциально обратимым изменениям дегенеративного процесса. В обзоре [16] авторы обобщили состояние дел в отношении инновационных количественных методов МРТ, которые используют объективные и поддающиеся количественному определению биомаркеры для выявления тонких изменений, возникающих на ранних стадиях остеоартрита в хряще коленного сустава, до того, как произойдет какое-либо морфологическое изменение, и для выявления потенциального воздействия на мозг. Считается, что эти новые инструменты визуализации МРТ обладают большим потенциалом для улучшения текущего стандарта лечения, но необходимы дальнейшие исследования для устранения ограничений, прежде чем эти цифровые методы можно будет надежно применять в исследованиях и клинических условиях.

Результаты и их обсуждения. В результате ознакомления с работами специалистов в постобработке МРТ снимков, корректирующими помеху смещения поля, можно отметить разнообразие подходов. Это объяснимо, поскольку математически задача остается открытой. Авторы данного обзора предполагают в дальнейших исследованиях использовать опыт, наработанный в статьях обзора, применить для коррекции снимков коленного сустава, предположительно, методами высокочастотной томографической фильтрации.

Фильтр, называемый в литературе ро-фильтром, или рамп фильтром, имеет один главный сглаживающий параметр и является кандидатом на полуавтоматическую постобработку. Такая обработка позволит снять систематическую помеху (смещение поля – bias field) и предоставить диагносту-пользователю изображение для последующей классификации и обнаружения патологий коленного сустава методами распознавания образов.

Заключение. Обзор современной литературы показал продолжающееся развитие цифровых методов коррекции артефактов в магнитно-резонансной томографии. Мультипликативная помеха в виде поля смещения является вызовом математическим методам восстановления изображений, разработанным в основном для случаев аддитивных помех. В данном обзоре кратко описываются основные современные подходы, использующие цифровую фильтрацию, классификацию, кластеризацию, анизотропную диффузию и статистические методы. Увеличивается число работ, в которых минимизируется число управляющих параметров, с сохранением точности восстановления искомым анатомическим структурам. Данный обзор стимулирует поиск и применение новых методов, например, нейронных сетей, машинного обучения и способствует сотрудничеству медиков-практиков и специалистов в информационных технологиях для постановок и решения актуальных задач диагностики.

Благодарности. Работа была частично поддержана в рамках государственного задания ИВМиМГ СО РАН (проект 0251-2021-0003).

Список литературы

1. Mohan G., Subashini M.M. MRI based medical image analysis: Survey on brain tumor grade classification // Biomedical Signal Processing and Control. – 2018. – V. 39, – С. 139-161. DOI: 10.1016/j.bspc.2017.07.007.
2. Gonzalez R.C., Woods R.E. Digital Image Processing, Pearson, NY, 2018.
3. Zhang, Z., Vernekar, D., Qian, W. et al. Non-local means based Rician noise filtering for diffusion tensor and kurtosis imaging in human brain and spinal cord // BMC Med Imaging. – 2021. – V. 16, DOI: 10.1186/s12880-021-00549-9.
4. Azzouz D., Mazouzi S. A hyper-surface-based modeling and correction of bias field in MR images // Jordanian Journal of Computers and Information Technology (JJCIT). – 2021. – V. 7. – № 3. – С.223. DOI: 10.5455/jcit.71-1617051919.
5. Xu Y., Hu S, Du Y. Bias Correction of Multiple MRI Images Based on an Improved Nonparametric Maximum Likelihood Method // IEEE Access. – 2019. – V. 7. – С. 166762-166775, DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2953795.
6. Liu H., Sh. Liu Sh., Guo D., et al. Original intensity preserved inhomogeneity correction and segmentation for liver magnetic resonance imaging // Biomedical Signal Processing and Control. – 2019. – V. 47, С.231-239. DOI: 10.1016/j.bspc.2018.08.005.
7. George M.M., Kalaivani S., Retrospective correction of intensity inhomogeneity with sparsity constraints in transform-domain: Application to brain MRI. // Magnetic Resonance Imaging. – 2019. – V. 61. – С.207–223. DOI:10.1016/j.mri.2019.04.011.
8. Lucas A., Iliadis M., Molina R., Katsaggelos A. K. Using deep neural networks for inverse problems in imaging: beyond analytical methods // IEEE Signal Processing Magazine. – 2018. – V. 35. – № 1. – С. 20-36. DOI: 10.1109/MSP.2017.2760358.
9. Xu Y., Wang Y., Hu S. et al. Deep convolutional neural networks for bias field correction of brain magnetic resonance images // J Supercomput. – 2022. – V. 78. – С.17943–117943. DOI: 10.1007/s11227-022-04575-4.
10. Dai X., Lei Y., Liu Y., Wang T., Ren L., Curran W.J., Patel P., Liu T., Yang X. Intensity non-uniformity correction in MR imaging using residual cycle generative adversarial network // Phys Med Biol. – 2020. – V. 65. – № 21. – С. 215025. doi:10.1088/1361-6560/abb31f.
11. Sridhara N.S., Akrami H., Krishnamurthy V., Joshi A.A.. Bias field correction in 3D-MRIs using convolutional autoencoders // Proc. SPIE 11596, Medical Imaging 2021: Image Processing, 115962H (15 February 2021); DOI: 10.1117/12.2582042.
12. Daudt R.C., Saux B.L., Boulch A., Gousseau Y. Weakly supervised change detection using guided anisotropic diffusion // Machine Learning. – 2021. DOI: 10.1007/s10994-021- 06008-4.
13. Khellaf F., Krah N., Letang J.M., Rit S. 2D directional ramp filter // Physics in Medicine and Biology.

- 2020. – V. 65. – № 8. – Pp.08NT01. DOI:10.1088/1361-6560/ab7875.
14. Wan F., Smedby O., Wang C.. Simultaneous MR knee image segmentation and bias field correction using deep learning and partial convolution // Proc. SPIE 10949, Medical Imaging 2019: Image Processing, 1094909 (15 March 2019); DOI: 10.1117/12.2512950.
15. Chien A., Weaver J.S., Kinne E., Omar I. Magnetic resonance imaging of the knee // Polish Journal of Radiology. – 2020. – V. 85. – №1. – С. 509-531. DOI: 10.5114/pjr.2020.99415.
16. Mallio C.A., Bernetti C., Agostini F., Mangone M., EtAl. Advanced MR Imaging for Knee Osteoarthritis: A Review on Local and Brain Eects // Diagnostics. – 2023. – V. 13. – № 1. – С. 54; doi: 10.3390/diagnostics13010054.