

ИССЛЕДОВАНИЕ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ КООРДИНАТ КТ- И МРТ-ДАНЫХ ПРИ ПЛАНИРОВАНИИ РАДИОХИРУРГИИ НА УСТАНОВКЕ LEKSELL GAMMA KNIFE PERFEXION

А.И. Григорьев, Н.Г. Ковалевская
ОАО “Деловой центр нейрохирургии”, Москва

Рассмотрены вопросы загрузки томографических данных, полученных при сканировании головного мозга пациентов, в систему планирования Leksell GammaPlan для проведения радиохирургии на установке Leksell Gamma Knife Perfexion и возникающие при этом ошибки. Предложен алгоритм анализа геометрии и пространственного положения локализатора и стереотаксической рамы, жестко фиксируемой на голове пациента. Выявлены погрешности, возникающие при неидеальной укладке пациента и деформации рамы. Предложен способ уменьшения этих погрешностей с помощью математической обработки данных, поступающих с томографов.

Ключевые слова: радиохирургические операции, установка Leksell Gamma Knife Perfexion, МРТ-исследования, DICOM-файл

Процедура загрузки томографических данных для планирования радиохирургии на установке LGK

Перед проведением радиохирургии на аппарате LGK пациенту выполняется топометрическая МРТ головы для получения информации о форме, размерах и локализации патологического очага. Предварительно к черепу пациента жестко прикрепляется стереотаксическая рама. На время проведения МРТ-исследования на стереотаксическую раму надевается локализационная коробка (ЛК). Затем рама в локализационной коробке крепится к адаптеру, расположенному на кушетке МРТ (рис. 1).

Локализационная коробка служит для нанесения меток на МР-изображения. Эти метки используются для дальнейшего вычисления преобразования координат (поворот и перенос) между МРТ-исследованием и координатной системой Лекселла [1] при загрузке полученных томографических изображений в планирующую систему.

На каждой панели локализационной коробке, представленной на рис. 1, располагается N-образный маркирующий канал, наполненный раствором CuSO_4 , который при пересечении с плоскостью сканирования обеспечивает наличие меток на МР-изображениях. Для получения аксиальных изображений используются, как правило, правая и левая панели локализационной коробки, фронтальная панель

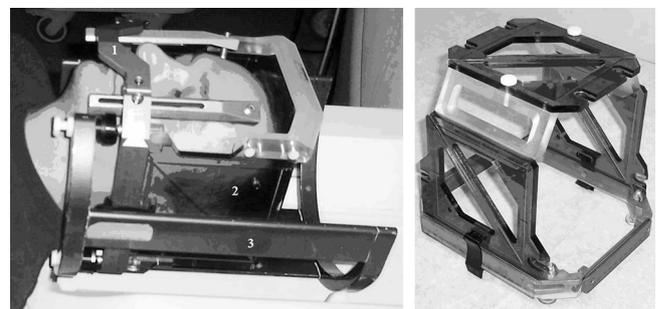


Рис. 1. Укладка пациента (слева): 1 – рама; 2 – локализационная коробка, 3 – адаптер. Конструкция локализационной коробки (справа)

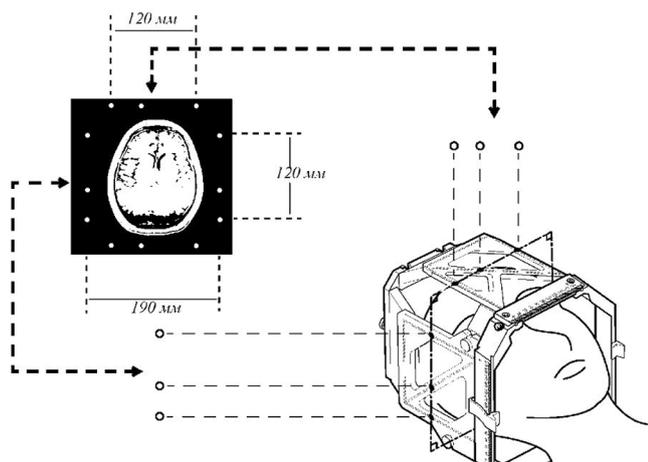


Рис. 2. Метки на МР-изображениях

применяется для дополнительной проверки. Принцип получения меток (точечные зоны высокого уровня сигнала справа и слева, вверху и внизу исследования) на МР-изображениях продемонстрирован на рис. 2.

Введем две декартовы системы координат (СК) (рис. 3). Первая СК – $OXYZ$, где ось OZ направлена перпендикулярно плоскости МРТ-среза (ABCD), ось OY – вертикально вниз, ось OX дополняет систему до правой тройки. Вторая СК – $OX_1Y_1Z_1$ имеет то же начало O , но связана с ЛК. Заметим, что в качестве точки O может

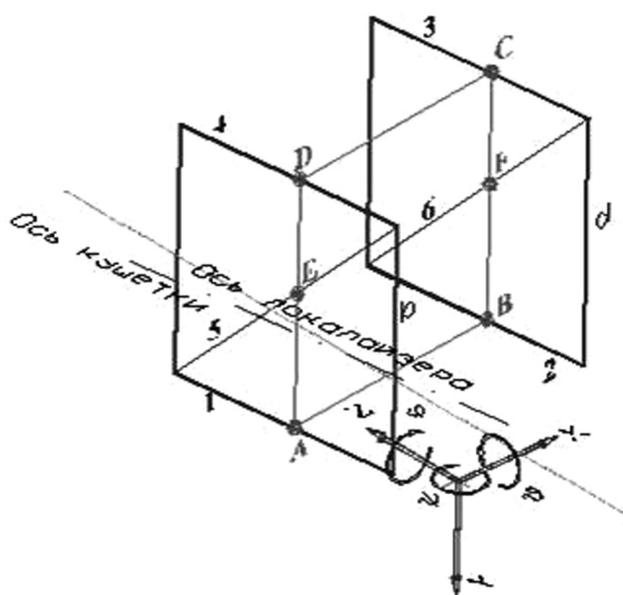


Рис. 3. Ориентация координатных трубок (1–6) относительно кшетки МРТ

быть выбрана любая точка, связанная с системой рама–ЛК (например, нижний левый угол рамы), ось OZ_1 направлена перпендикулярно плоскости рамы, ось OX_1 направлена вдоль передней планки рамы, ось OY_1 – вдоль боковой.

Для определения положения мишени при стереотаксическом облучении необходимо знать ее координаты в СК, связанной с рамой ($OX_1Y_1Z_1$). В результате МР-сканирования мы получаем ее координаты в СК $OXYZ$. Следовательно необходимо либо обеспечить совмещение двух СК при укладке пациента на МРТ, либо пересчитать координаты мишени из $OX_1Y_1Z_1$ в $OXYZ$.

Положение черепа пациента и жестко связанной с ним ЛК в СК $OXYZ$ характеризуется радиус-вектором точки O и тремя углами поворота ЛК относительно осей СК $OXYZ$: θ , φ , ψ (рис. 3). СК $OX_1Y_1Z_1$ совпадает с $OXYZ$ при $\theta=0$, $\varphi=0$, $\psi=0$.

При загрузке результатов МРТ в систему планирования LGP поворот ЛК вокруг оси OZ (φ) автоматически учитывается и не имеет значения при укладке пациента. При $\psi \neq 0$ и $\theta \neq 0$ максимальные смещения составляют (оценочно): $\Delta x = L_y \sin \psi$; $\Delta y = L_x \sin \theta$.

Для минимизации угла $\Delta \psi$ на торцы боковых панелей ЛК нанесены риски (6), которые при укладке пациента совмещаются с лазерным лучом (7) на аппарате МРТ (рис. 4). Погрешность

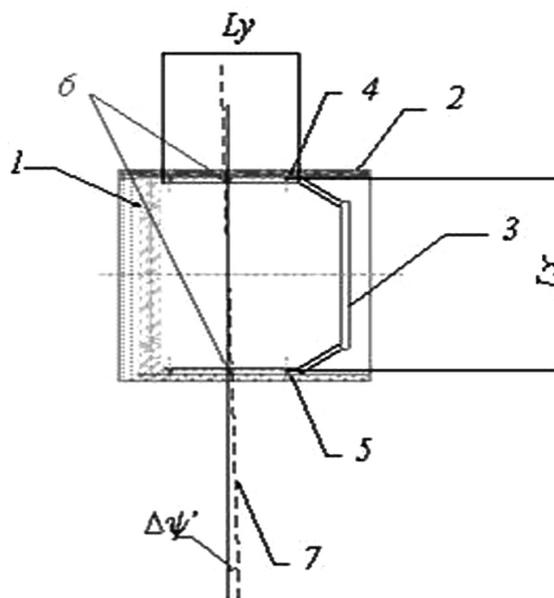


Рис. 4. Рама с локализатором и адаптером (вид сверху): 1 – рама; 2 – адаптер; 3 – ЛК; 4, 5 – боковые пластины ЛК; 6 – юстировочные риски; 7 – луч лазера

установки ЛК по рискам зависит от ширины лазерного луча (обычно 1 мм) и составляет около 0,5 мм. Однако при этом надо учесть, что плоскость МР-срезов, как правило, не совпадает с плоскостью OX_1Y_1 , а юстировка лазерной системы навигации на МРТ не рассчитана на укладку с необходимой для стереотаксического облучения точностью. Поэтому точное совмещение систем координат затруднительно.

Поворот вокруг оси OX ($\Delta\theta$) при укладке пациента не контролируется. При этом вносится погрешность Δ_y .

Кроме того, результаты сканирования показывают, что у различных ЛК плоскость, задаваемая рисками (6), не совпадает с соответствующей плоскостью, задаваемой координатными трубками, и может отклоняться от нее (даже в случае, когда геометрия рамы не искажена в результате фиксации винтов).

Реальная погрешность Δ_{xy} ($\psi + \theta$) обычно составляет 1–3 мм. Это обусловлено тем, что конструкция адаптеров, стыкующих раму и кушетку МРТ, не обеспечивает жесткой фиксации рамы. Программа LGR выдает оценку погрешности (максимальную и среднеквадратичную)

по ψ . С помощью МРТ-изображений осевых срезов можно оценить погрешности по ψ и по θ .

Одной из основных задач при проведении МР-сканирования является привязка данных МРТ к системе координат $OX_1Y_1Z_1$, связанной с рамой. Информацию о фактическом положении рамы при сканировании можно получить, анализируя геометрию координатных трубок локалайзера в СК $OXYZ$.

Приведенные далее результаты МР-исследований получены на томографе General Electric HDx (1,5 Тл). Пересечения с трубками, заполненными контрастным веществом, выглядят как светлые круги.

Если на изображении осевого среза трубки b и d (рис. 3) появляются одновременно и целиком, то погрешность Δ_{xy} мала (рис. 5а). В данном случае максимальная погрешность (Δ_{xy})=0,8 мм, усредненная =0,2 мм. На рис. 5б представлен случай, когда при движении “к темени” сначала появляется трубка d , т.е. ЛК повернута вокруг оси OY против часовой стрелки. На рис. 5в представлен случай, когда при движении “к темени” сначала появляется трубка b , т.е. ЛК повернута вокруг оси OY по часовой стрелке. Можно видеть

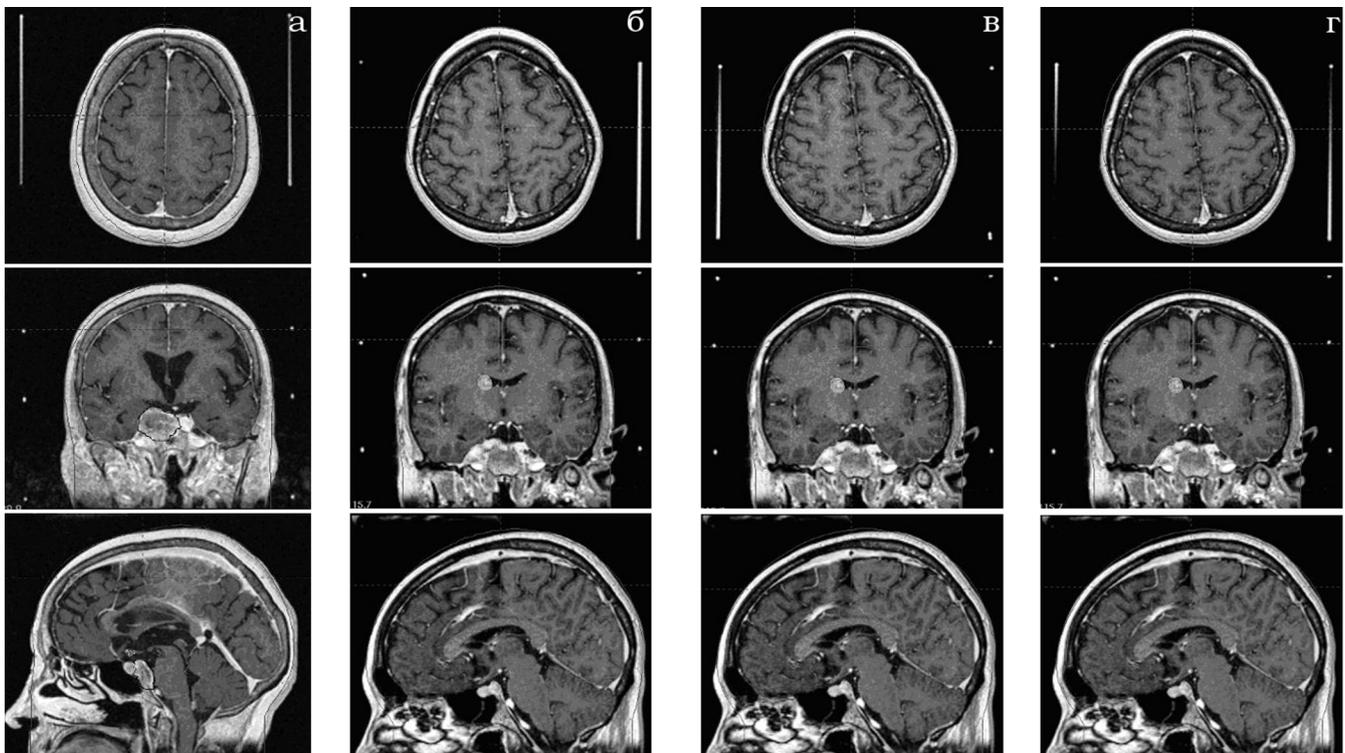


Рис. 5. МРТ пациентов с метками при различных поворотах ЛК и рамы относительно системы координат $OXYZ$ (пояснения в тексте)

также отклонение по углу θ : сначала появляется нижняя часть трубки, теменная часть ЛК смещена вниз. На рис. 5г представлен случай нелинейного искажения ЛК, вызванного седловидной деформацией рамы.

Из всего вышесказанного можно сделать вывод, что для минимизации поворотов СК $OX_1Y_1Z_1$ относительно $OXYZ$ при укладке пациента на МРТ необходимо применять другую систему фиксации пациента с возможностью жесткой и плавной регулировки по углам ψ и θ . Это также позволит сократить время на укладку.

Приведенные выше оценки погрешности при переносе результатов МРТ в систему LGR основываются на том предположении, что ЛК жестко привязана к раме, и ее геометрия остаётся идеальной и неизменной. В реальности существуют погрешности заводского изготовления ЛК, а также погрешности, вызванные искажением формы ЛК под действием внешних сил.

Приближенное определение геометрии координатных трубок ЛК

Плоскость МР-среза ABCD пересекает координатные трубки 1–6 в областях с высоким уровнем сигнала А–F (рис. 3). В выходном DICOM-файле, передаваемом на систему LGR, содержатся данные по величинам отклика в сетке точек (256×256) для N срезов. При этом происходит смещение вдоль оси OZ на равные интервалы dz . Величину отклика обозначим $F(x_i, y_j)$. Данные по каждому из срезов представляются в виде черно-белого изображения (рис. 3) где яркость каждого пиксела соответствует величине отклика.

Для определения реальной геометрии трубок нам необходимо как можно точнее определить координаты центров меток А–F: $(x_A, y_A) \dots (x_F, y_F)$ для каждого из срезов. Эта задача сводится к нахождению локальных максимумов сплавленных функций $F_A(x, y) \dots F_F(x, y)$. При этом исходными данными для определения $F(x, y)$ являются значения функции отклика (яркости) $F(x_i, y_j)$ в некоторой области D охватывающей одну из точек А–F. Начальные (приближенные) координаты (x_{00}, y_{00}) точек определяются “вручную” по номерам соответствующих пикселей (i_{00}, j_{00}) на изображениях.

Алгоритм нахождения (x_0, y_0) следующий. В окрестности D_1 точки (x_{00}, y_{00}) находим точку с максимальным значением $F(x_{\max}, y_{\max})$. Область

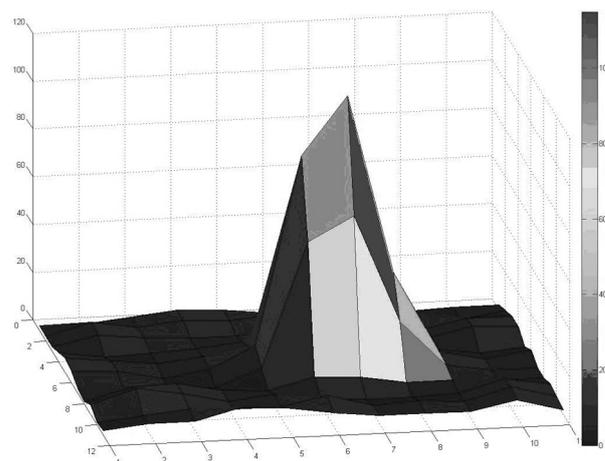


Рис. 6. График несглаженной функции $F(x, y)$ в области D

D определяем как квадрат со стороной равной удвоенному диаметру координатной трубки. Далее производится интерполяция (сглаживание) функции $F(x_{\max}, y_{\max})$ функцией $F(x, y)$ по методу наименьших квадратов (МНК [2]), а максимум функции $F(x, y)$ определялся аналитически. На рис. 6. представлен график несглаженной функции $F(x, y)$ в области D .

Таким образом, повторяя эту процедуру для всех МР-срезов, можно получить геометрию сборки из шести трубок в виде 12 массивов $X_k(m), Y_k(m)$, где $k=1 \dots 6$ – номер трубки, m – номер среза. Поскольку для текущего среза с номером z -координата:

$$z = dz \cdot m,$$

то $X_k(m)$ и $Y_k(m)$ – дискретные представления функций $X_k(z)$ и $Y_k(z)$.

Приближенно уравнение линии по оси k -й координатной трубки можно представить в виде:

$$X_k(z) = a_k \cdot z^2 + b_k \cdot z + c_k,$$

$$Y_k(z) = d_k \cdot z^2 + e_k \cdot z + f_k.$$

Используя МНК можно определить коэффициенты $a_k \dots f_k$.

Расчеты показывают, что, как правило, $a_k \sim b_k \cdot 10^{-3}$, $d_k \sim e_k \cdot 10^{-3}$, т.е. с хорошей точностью можно считать, что трубки в ЛК на раме в нагруженном состоянии (зафиксированной на пациенте) остаются прямыми. При этом коэффициенты b_k и e_k имеют смысл компонент вектора, направленного вдоль оси трубки.

На рис. 7. представлены графики функций $X_1(z)$ для одного из исследований. Среднеквадратичное отклонение составляет около 0,1 мм.

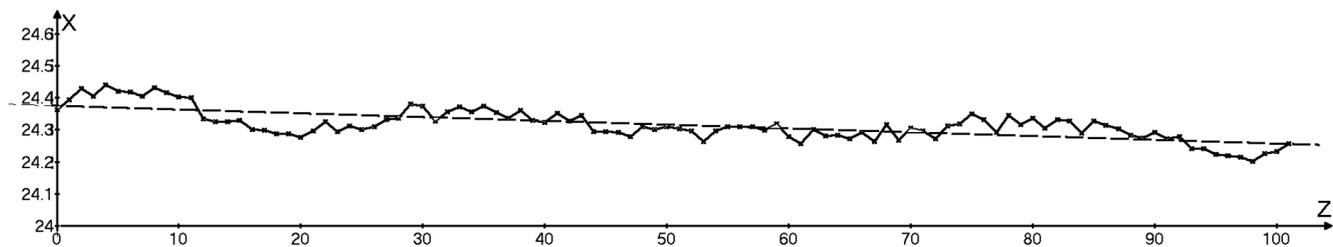


Рис. 7. График функций $X_1(z)$. Пунктирная линия – линейная аппроксимация $X_1(z)$

Таблица 1

Данные по геометрии трубок, полученные в СК OXYZ

№ трубки	1	2	3	4	5	6
b_k	-0,7214E-02	-0,8968E-02	-0,8993E-03	-0,6020E-02	-0,6132E-02	-0,7287E-02
e_k	-0,3192E-01	-0,1458E-01	-0,4101E-01	-0,2336E-01	0,9996	0,9996

Таблица 2

Данные по геометрии трубок после корректировки

№ трубки	1	2	3	4	5	6
b_k	-0,2264E-02	0,1192E-02	0,6299E-03	-0,7996E-03	-0,9799E-03	0,1660E-02
e_k	0,1295E-02	-0,5113E-02	-0,1765E-02	0,3010E-02	1,013	1,008

В табл. 1 представлены результаты вычислений коэффициентов b_k (по x) и e_k (по y) для одного из пациентов после обработки МРТ-данных. Коэффициент b_k примерно равен углу $\Delta\psi$ поворота локализера вокруг оси OY в радианах, e_k примерно равен углу $\Delta\theta$ поворота локализера вокруг оси OX . При этом погрешность по x : $\Delta x_{\max} \approx 1,4$ мм, а по y : $\Delta y_{\max} \approx 0,7$ мм.

хорошей точностью совпадает с нормалью к плоскости сканирования, поэтому можно ограничиться рассмотрением двух СК: OXYZ (связана с нормалью к плоскости сканирования) и $OX_1Y_1Z_1$ (связана с рамой); O – неподвижная точка, лежащая в первом МР-срезах ($z=0$).

Будем считать, что СК $OX_1Y_1Z_1$ – это СК OXYZ, повернутая вокруг оси OX на угол θ и вокруг оси OY на угол ψ , при этом:

Коррекция данных МРТ для планирования радиохирургии на установке LGK

Введем усредненные коэффициенты $b = \sum_{k=1}^4 b_k / 4$; $e = \sum_{k=1}^4 e_k / 4$. Обозначим повернутую систему координат $OX_r Y_r Z_r$. Корректировка данных сводится к пересчету данных отклика в систему координат, повернутую на углы $\psi = b$ и $\theta = e$ (в радианах).

При проведении МРТ необходимо учитывать пространственное положение трех осей (векторов): нормали к плоскости сканирования, направления движения кушетки с пациентом, осей ориентации ЛК в пространстве (рис. 8).

Как показал анализ результатов сканирования, направление оси движения кушетки с

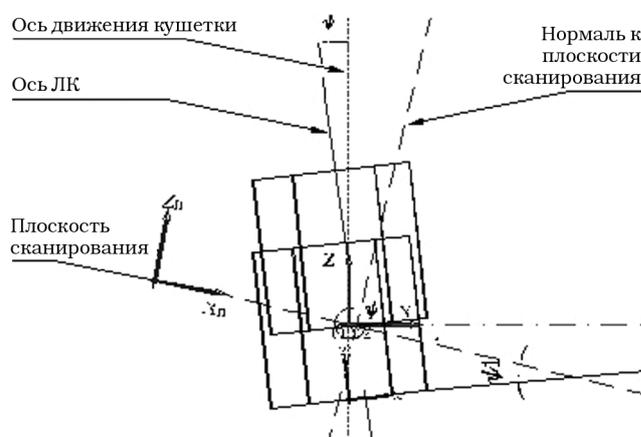


Рис. 8. Расположение осей системы координат

$$\begin{aligned}x &= x_1 \cdot \cos\psi + z_1 \cdot \sin\psi \\y &= x_1 \cdot \sin\psi \cdot \sin\theta + y_1 \cdot \cos\theta - z_1 \cdot \cos\psi \cdot \sin\theta \\z &= -x_1 \cdot \sin\psi \cdot \cos\theta + y_1 \cdot \sin\theta + z_1 \cdot \cos\psi \cdot \cos\theta.\end{aligned}\quad (1)$$

Необходимо определить значения функции $f^*(i,j,k)$ отклика в СК $OX_1Y_1Z_1$ связанной с рамой – $O_1X_1Z_1$. На МРТ мы получаем значения функции $f(i,j,k)$ в СК $OXYZ$:

$$x_i = i \cdot dx; \quad y_j = j \cdot dy; \quad z_k = k \cdot dz. \quad (2)$$

Необходимо определить значения $f^*(i,j,k)$ в СК $O_1X_1Z_1$ в сетке точек:

$$x_{1i} = i \cdot dx; \quad y_{1j} = j \cdot dy; \quad z_{1k} = k \cdot dz. \quad (3)$$

Подставляя (3) в (1), получим координаты точек в СК $OXYZ$:

$$\begin{aligned}x_{ijk} &= i \cdot dx \cdot \cos\psi + k \cdot dz \cdot \sin\psi \\y_{ijk} &= i \cdot dx \cdot \sin\psi \cdot \sin\theta + j \cdot dy \cdot \cos\theta - k \cdot dz \cdot \cos\psi \cdot \sin\theta \\z_{ijk} &= -i \cdot dx \cdot \sin\psi \cdot \cos\theta + j \cdot dy \cdot \sin\theta + k \cdot dz \cdot \cos\psi \cdot \cos\theta.\end{aligned}\quad (4)$$

Для получения значений функции $f^*(i,j,k)$ необходимо:

1. Провести интерполяцию $F(X,Y,Z)$ функции $f(X_i, Y_j, Z_k)$ по всей области определения.
2. Пересчитать координаты точек (x_{i1}, y_{j1}, z_{k1}) в систему координат OXZ : (x_i, y_j, z_k) и получить значения $F_1(x_{i1}, y_{j1}, z_{k1})$, которые затем можно использовать в системе планирования.

В результате интерполяции функции $F(x_i, y_j)$ для каждого из срезов получено её непрерывное представление $f(x, y)$ во всей области сканирования. Затем рассчитаны значения $f(x, y)$ в новой СК $(x_{ijk}, y_{ijk}, z_{ijk})$. Интерполяция проводилась простейшим “поквадратным” методом: в каждой из прямоугольных областей с индексом (i,j) $[x_i \leq x \leq x_{i+1}; y_j \leq y \leq y_{j+1}]$ полагалось, что $f_k(x, y) = \alpha_y x + \beta_y y + \gamma_{yx} y + \delta_y$, где k – номер среза. Коэффициенты определялись из решения системы линейных уравнений:

$$\alpha_y x + \beta_y y + \gamma_{yx} y + \delta_y = F(x_i, y_j) \quad (i=i, i+1, j=j, j+1),$$

где x, y, z – координаты в СК $O_n X_n Z_n$.

В общем случае эти точки расположены между срезами исходных данных, поэтому для произвольного z_{k1} функция $f(x_{i1}, y_{j1}, z_{k1})$ вычислялась по формуле:

$$f^*(i,j,k) = F_1(x_{ijk}, y_{ijk}, z_{ijk}) = f_k(x, y) + t[f_{k+1}(x, y) - f_k(x, y)],$$

где $t = (z_{ijk} - z_{jk}) / (z_{k+1} - z_{jk})$.

Углы ψ и θ можно определить из некорректированной серии изображений по координатам точек пересечения трубок, заполненных контрастным веществом, с исходной плоскостью сканирования при перемещении ЛК вдоль оси OZ .

Данные по геометрии трубок после корректировки представлены в табл. 2. Как видно из сравнения табл. 1 и 2, величины, характеризующие углы отклонения трубок от “идеального” положения уменьшились в несколько раз. При этом погрешность по x (усредненная по трубкам): $\Delta x_{\max} \approx 0,05$ мм, по y : $\Delta y_{\max} \approx 0,03$ мм.

Результаты МРТ передаются на сервер планирующей системы LGR в DICOM-формате. Данные в DICOM-файлах – это таблица чисел, задающих яркость изображения (отклик) для каждого среза в равномерной прямоугольной сетке (256×256 для МРТ и 512×512 для КТ). Расстояние между срезами постоянно. Для коррекции (поворота) данных МРТ необходимо преобразовать DICOM-файлы перед их загрузкой в систему планирования.

Проверка данных МРТ на искажение геометрии исследуемого объекта

При установке локализера на раму и укладке пациента вследствие действия внешних сил геометрия локализера меняется (т.е. он деформируется), поэтому нельзя достигнуть нулевого значения всех коэффициентов b_k и e_k , а можно достичь только некоторого компромисса. Наиболее точно о положении рамы можно судить по геометрии двух прилегающих к раме трубок: 1 и 2. Эти трубки расположены вблизи торца РЧ-катушки МРТ.

Для проверки данных МРТ на искажение геометрии исследуемого объекта был использован трубчатый фантом (рис. 9). Пластмассовые трубки внутри фантома параллельны друг другу с точностью до погрешностей изго-

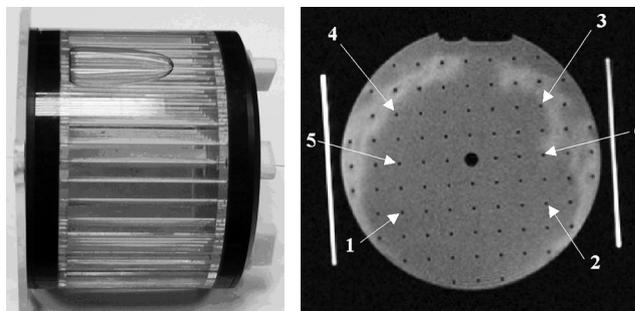


Рис. 9. Трубчатый фантом. цифрами 1–6 обозначены трубки, геометрия которых была проанализирована

Таблица 3

Коэффициенты для шести трубок до коррекции

№ трубки	1	2	3	4	5	6
b_k	0,9297E-01	0,9206E-01	0,9388E-01	0,8608E-01	0,9604E-01	0,9401E-01
e_k	0,3748E-01	0,4066E-01	0,3804E-01	0,3769E-01	0,3829E-01	0,3985E-01

Таблица 4

Коэффициенты для шести трубок после коррекции

№ трубки	1	2	3	4	5	6
b_k	-0,9799E-03	0,5838E-03	0,2458E-02	-0,4618E-02	0,1127E-02	0,2496E-02
e_k	0,1153E-03	0,4066E-01	0,2381E-03	-0,3019E-03	0,8741E-03	0,2298E-02

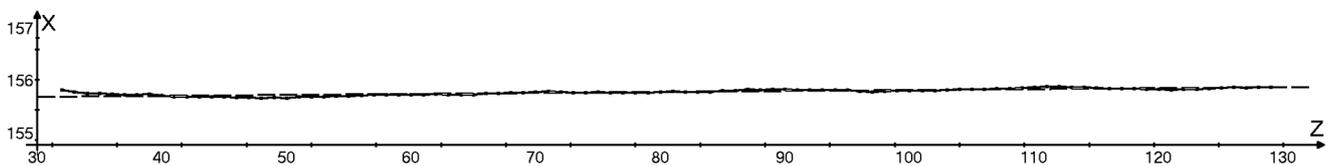


Рис. 10. Зависимость $X_i(z)$ для одной из трубок.

товления. При заполнении внутреннего объема фантома контрастным веществом (слабый раствор $CuSO_4$) сечения трубок на перпендикулярном срезе будут выглядеть как темные круги. МРТ-изображение поперечного сечения фантома (после коррекции данных) приведено на рис. 9 (справа). Белые линии – трубки ЛК. Используя описанный алгоритм, можно провести анализ геометрии трубок фантома (1–6, рис. 9).

Продольная ось фантома с ЛК была намеренно отклонена от оси кушетки в горизонтальной плоскости ($\psi_1 \approx 0,1$ рад). После ввода данных (без коррекции) в систему планирования LGP отклонение составило 2,4 мм. После выполнения процедуры коррекции МРТ-данных усредненное отклонение по x составило 0,2 мм. Остаточное отклонение обусловлено деформацией ЛК и рамы, т.к. заполненный жидкостью фантом имеет сравнительно большой вес.

В табл. 3 приведены коэффициенты для шести трубок фантома до коррекции данных, в табл. 4 – после нее.

На рис. 10 приведена зависимость $X_i(z)$ для одной из трубок. Из графика видно, что при приближении к раме существенных искажений геометрии не происходит.

Тестирование системы планирования LGP

Для проверки определения координат мишеней с помощью LGP при $\Delta\theta \neq 0$ и $\Delta\psi \neq 0$ были использованы данные КТ-сканирования фантома, показанного на рис. 11а. КТ-изображение фантома с креплением и локалайзером показано на рис. 11б. Фантом был намеренно сильно наклонен по θ . Пластиковые шарики рассматривались как мишени.

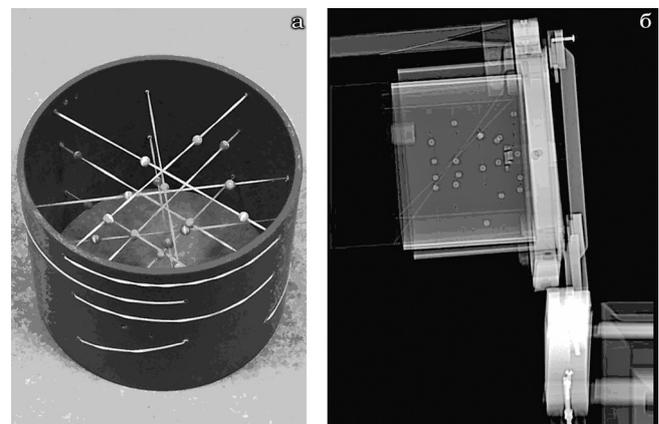


Рис. 11. Общий вид фантома и его КТ-изображение с креплением и локалайзером (вид сбоку)

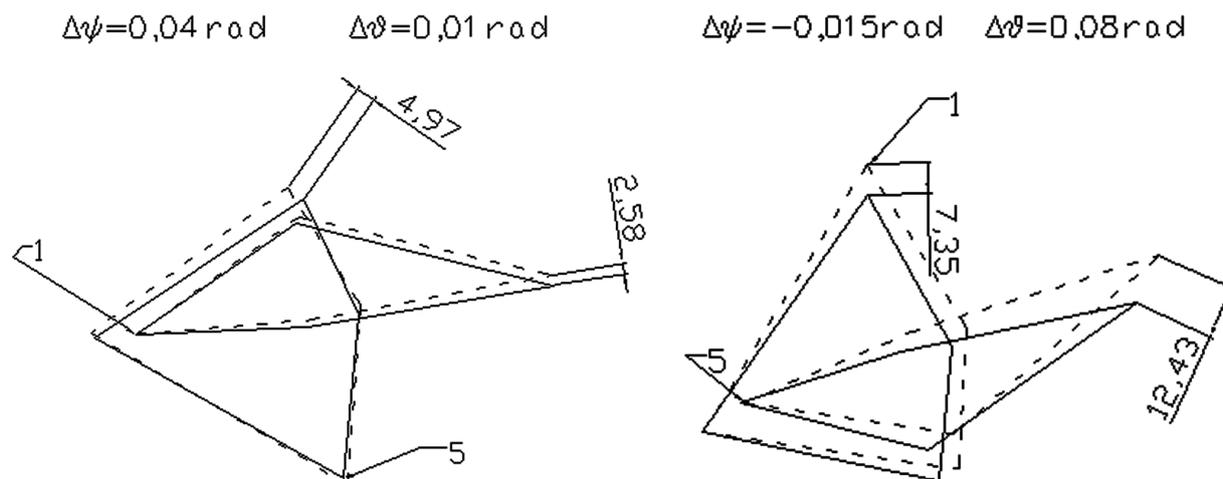


Рис. 12. Результаты сравнения расчетов координат шариков. Вершины многоугольников соответствуют координатам (x, y) центров шариков в каждом из слоев. Номера слоев обозначены цифрами, Пунктиром обозначены результаты, полученные с помощью системы планирования, сплошными линиями – скорректированные результаты.

В эксперименте было проведено сравнение координат центров шариков, полученных с помощью системы планирования LGR и авторской программы корректировки данных (пересчета координат в СК, связанную с рамой и ЛК). Результаты сравнения расчетов представлены на рис. 12. Указаны величины максимального отклонения в мм для каждого слоя шариков-мишеней.

Из рис. 12 видно, что погрешность планирования с помощью LGR растет по мере увеличения расстояния от рамы и значений $|\Delta\psi| > 0$ и $|\Delta\phi| > 0$. Величины $\Delta\psi$ и $\Delta\phi$ намеренно выбраны большими для более выраженного эффекта. На практике, при укладке пациента на МРТ, эти величины, как правило, составляют около 0,01 рад, а погрешность – около 1 мм. Однако бывают случаи, когда пациента невозможно хорошо уложить, тогда погрешность определения координат мишеней при планировании будет существенно больше.

Выводы

Обнаруженные значительные расхождения в определении координат мишеней (пластиковых шариков в фантоме) по стандартной и авторской методикам заставляет предположить существование недостатков в процедуре и алгоритмах определения стереотаксических координат в системе планирования LGR.

Список литературы

1. Leksell Gamma Knife® PERFEXION™, Инструкции по эксплуатации, Номер документа 1013793 Rev. 01 (2009/11).
2. Математика, научное издательство “Большая Российская Энциклопедия”. 2003. 390 с.

A STUDY OF STEREOTACTIC LOCALIZATION OF CT AND MRI DATA FOR LEKSELL GAMMA KNIFE RADIOSURGERY TREATMENT PLANNING

A.I. Grigoriev, N.G. Kovalevskaya
Business Centre Neurosurgery, Moscow, Russia

This work investigated problems and uncertainties connected with the tomographic study definition into Leksell GammaPlan. Algorithm for determining position and real geometry of coordinate frame and localizer is proposed. The way for reducing uncertainties associated with stereotactic frame deformation and unideal patient positioning is proposed, based on mathematical handling of DICOM files.

Key words: radiosurgical operations, Leksell Gamma Knife Perfexion, MRI, DICOM-file

E-mail: grigoriev@nsi.ru