

УДК 681.325.3: 003.23

© Ю. И. Неронов, А. Ю. Иванов, Н. Н. Парамонов, Р. Цели, Р. Шпак

ИССЛЕДОВАНИЕ ПОГРЕШНОСТЕЙ ПЕРЕДАЧИ ЛИНЕЙНОГО РАЗМЕРА В МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

Рассматриваются результаты экспериментальных исследований передачи линейных размеров в магнитно-резонансной томографии. Показано, что погрешности передачи размера связаны: с дискретностью регистрации ЯМР-сигналов, с влиянием химического сдвига, с локальным искажением магнитного поля из-за изменения диамагнетизма среды.

Использование магнитно-резонансного томографа (МРТ) как средства измерения деталей сложной формы было запатентовано в 1986 г. В.А. Ивановым [1]. Однако определение геометрических параметров в МРТ, как правило, связано с рядом случайных и систематических погрешностей, обусловленных спецификой данного метода. Для выявления ряда таких погрешностей мы исследовали точностные возможности передачи линейных размеров томографа Magnetom Impact с индукцией магнитного поля 1 Тл (производство фирмы Siemens), который предназначен для целей медицинской диагностики. Математическое обеспечение этого МР-томографа позволяет обрабатывать изображения с определением геометрических размеров на экране монитора. Следовательно, имеется соответствующая шкала, требующая метрологического контроля.

В МРТ изображение формируется на основе

частотно-фазового кодирования области исследования с последовательным использованием импульсных линейных градиентов магнитного поля. Частота ядерного резонанса при включении градиента dB/dL линейно зависит от координаты L .

$$\nu(L) = \frac{\gamma}{2\pi} \left(B_0 + L \frac{dB}{dL} \right).$$

Основное магнитное поле использованного томографа в центральной области исследования имеет высокую однородность $\Delta B/B < 10^{-6}$ и не вносит каких-либо дополнительных искажений на томограмме.

В качестве поверочного средства аттестации было изготовлено устройство, составленное из 32 цилиндрических ампул одинакового внешнего диаметра. Ряды соприкасающихся ампул (стеклянные ампулы производства фирмы Schering с внешним диаметром $30 \pm 0,05$ мм) составляли линейную меру, которую мы использовали как для аттестации линейной шкалы томографа, так и для определения неизвестной величины — внутреннего диаметра ампул.

Ампулы поверочного устройства установлены с плотным соприкосновением друг с другом в виде матрицы в семь рядов. Предварительно было установлено, что внешний линейный размер группы из пяти соприкасающихся ампул действительно был равен 150 мм с погрешностью не более 0,05 мм.

Первый, третий, пятый и седьмой ряды ампул содержали по пять ампул с наполнением водой [1]. Второй, четвертый и шестой ряды содержали по четыре ампулы. Эти 12 ампул были заполнены растительным маслом.

Изображение фантома в коронарном сечении (плоскость XZ , ось Z ориентирована по направлению магнитного поля сверхпроводящего соленоида), полученное на этом МР-томографе, представ-

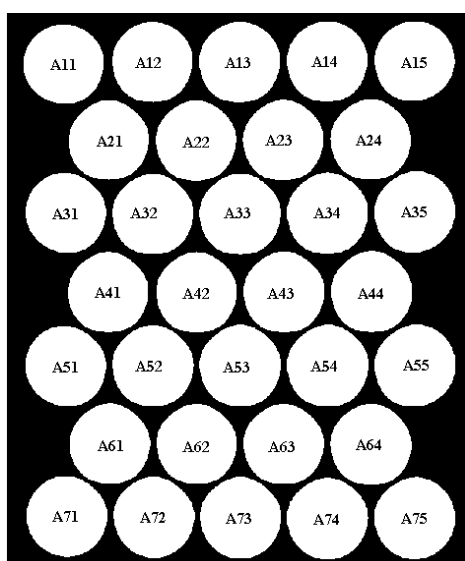


Рис. 1. Томограмма поверочного устройства и нумерация ампул

Сопоставление расстояний между ампулами на томограмме и на поверочном устройстве

ΔZ , мм	A11–A15	A21–A24	A31–A35	A41–A44	A51–A55	A61–A64	A71–A75
ΔZ на МРТ	121,9	90,7	120,8	91,6	120,7	90,7	121,4
На фантоме	120,0	90,0	120,0	90,0	120,0	90,0	120,0
Отклонение	1,6 %	0,8 %	0,7 %	1,8 %	0,6 %	0,8 %	1,16 %

ΔX , мм	A11–A71	A12–A72	A13–A73	A14–A74	A15–A75	A22–A62	A23–A63
ΔX на МРТ	157,8	158,9	158,9	159,1	159,5	106,6	105,9
На фантоме	155,9	155,9	155,9	155,9	155,9	103,9	103,9
Отклонение	1,2 %	1,9 %	1,9 %	2,0 %	2,3 %	2,3 %	1,9 %

лено на рис. 1, здесь же представлена и нумерация ампул поверочного устройства.

Прежде всего на томограмме можно отметить ступенчатый контур, с помощью которого передается внутреннее содержание ампул кругового сечения. Такая ступенчатость контура, очевидно, связана с дискретностью регистрации на АЦП ЯМР-сигналов и, соответственно, с дискретностью процедуры Фурье преобразования.

Изображение было получено с накоплением матрицы 256×256 с окном обзора 300×300 мм. Таким образом, было использовано в процедуре частотно-фазового кодирования разбиение коронарного слоя на элементарные площади с равными длиной и шириной и с линейным размером

$$\Delta X = \Delta Z = (300 \text{ мм}) : 256 = 1,17 \text{ мм.}$$

Такая дискретность, очевидно, является огра-

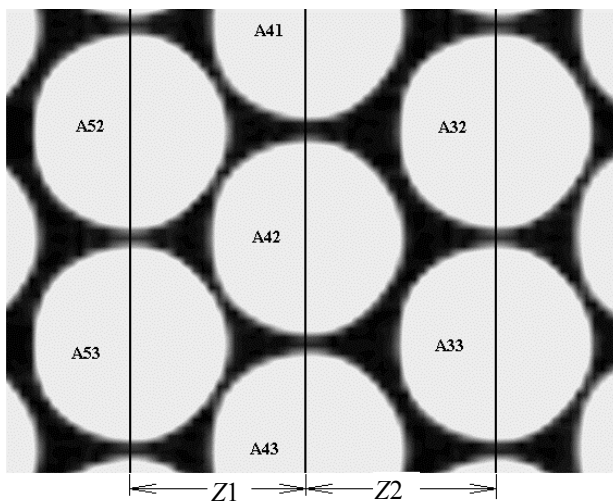


Рис. 2. Определение сдвига изображений от двух групп химически эквивалентных протонов

ничением для достижения высокой точности передачи линейных размеров на приборах такого класса. Однако значительно уменьшить величину ΔX и ΔZ увеличением размера матрицы (512×512 и более) не представляется возможным, поскольку с уменьшением элементарного объема падает отношение сигнал/шум.

Процедура накопления изображения при малом элементарном объеме с приемлемым контрастом потребует слишком много времени, этот вопрос рассматривался в работе [2].

Для аттестации линейной шкалы томографа мы регистрировали центры ампул, которые на томограмме можно определить с большей достоверностью. Результаты, полученные нами при обследовании этого изображения, частично представлены в таблице. В частности, для примера отметим, что в таблице размер A11–A71 = 157,8 мм означает полученное на томограмме расстояние между центрами крайних правых ампул из нижнего и верхнего рядов.

Разброс результатов для Aii–Ajj соизмерим с представленной выше оценкой для граней элементарного объема ΔX , ΔZ . Однако регистрируется систематическое превышение результатов для расстояний между ампулами томограмм и реальными расстояниями на фантомном устройстве, что свидетельствует о наличии систематической погрешности в линейных шкалах данного экземпляра МР-томографа.

После усреднения результатов было получено, что такое превышение для шкалы МР-томографа в направлении оси Z равно 1,07 %, а для направления по оси X превышение равно 1,92 %. Эти погрешности незначительны при анализе медицинских изображений, но должны быть учтены при определении линейных размеров технических деталей сложной формы.

Аномальным на томограмме может казаться следующее. Три ряда ампул, заполненные расти-

тельным маслом, сдвинуты вниз по отношению к рядам ампул, заполненных водой. Исследование взаимных расстояний на томограмме (рис. 2) показало, что этот сдвиг равен: $(Z_2 - Z_1)/2 = 1,2$ мм.

По этому направлению (ось Z) при накоплении томограммы осуществлялось частотное кодирование. С другой стороны, частота резонанса протонов воды отличается от частоты резонанса протонов растительного масла. В результате, происхождение этого сдвига 1,2 мм связано с тем, что протоны в растительном масле (группы $-\text{CH}_2-\text{CH}_2-$) имеют более плотное электронное экранирование, чем протоны воды. Можно вывести соотношение, которое связывает сдвиг изображения $Z(\text{H}_2\text{O}) - Z(\text{CH}_2)$, сформированного протонами воды, относительно изображения, сформированного протонами жира, и такие параметры томографа, как индукция магнитного поля B_0 , линейный градиент магнитного поля dB/dz , используемый для частотного кодирования, и разность химического сдвига $\sigma(\text{CH}_2) - \sigma(\text{H}_2\text{O})$:

$$Z(\text{H}_2\text{O}) - Z(\text{CH}_2) = B_0[\sigma(\text{CH}_2) - \sigma(\text{H}_2\text{O})]/(dB/dz).$$

Из литературы по спектроскопии ЯМР известно, что разность экранирования этих ядер равна:

$$\sigma(\text{H}_2\text{O}) - \sigma(\text{CH}_2) = 4,7 \cdot 10^{-6} - 1,1 \cdot 10^{-6} = 3,6 \cdot 10^{-6}.$$

Используя эти соотношения и результат для сдвига (1,2 мм), можем определить линейный градиент магнитного поля, который использовался при накоплении томограммы: $dB/dz = 3$ мТл/м.

Представленные выше данные получены при регистрации положения ампул по центру их изображения. При определении внутреннего диаметра

ампул могут сказываться дополнительные погрешности. В частности, на рис. 2 можно видеть, что изображение сечения ампул не соответствует круговому сечению. Хорошо заметны краевые эффекты — взаимные влияния ампул из-за вносимых ими локальных искажений однородного магнитного поля.

Дополнительные градиенты магнитного поля, возникают из-за диамагнетизма воды и растительного масла. Причем эти градиенты от соседних ампул либо усиливают, либо ослабляют величину локального градиента, обеспечивающего локальный масштаб изображения, в зависимости от направления (знака) кодирующего градиента.

Числовой материал томограммы удобно анализировать графическим представлением числового вектора (рис. 3). На рис. 3 видно, что сигналы от ампул с растительным маслом имеют меньшую интенсивность, чем сигналы от ампул с водой. Хорошо видна ступенчатость спада сигнала на границе ампул из-за дискретности Фурье-преобразования и конусности формы ЯМР-сигнала от ампул.

Диаметр ампул определялся по ширине конуса на половине высоты. Данные для диаметра регистрировались последовательно с изменением угла наклона диаметра по изображению ампулы. Результаты имеют сравнительно малый разброс ($27,45 \pm 0,4$) мм. Здесь указана случайная погрешность единичного измерения 0,4 мм, составляющая два стандартных отклонения.

В целом случайная погрешность по серии измерений не превышает 0,1 мм. При выбранном способе регистрации данных погрешность из-за дискретности Фурье-преобразования и погреш-

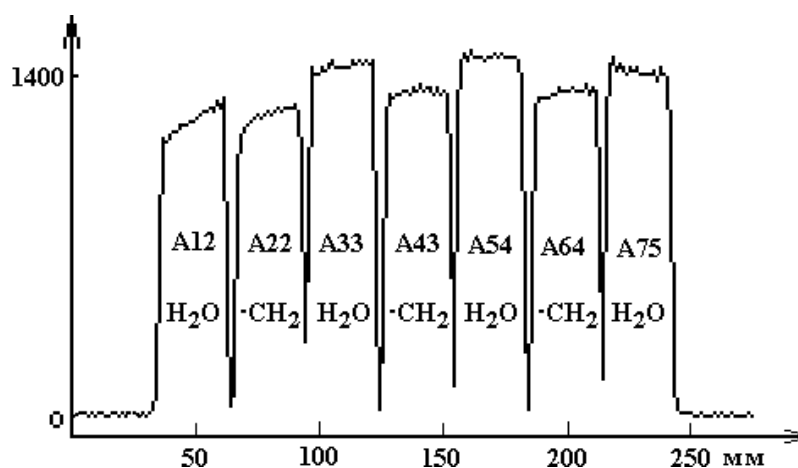


Рис. 3. Интенсивность ЯМР-сигналов томограммы в направлении вектора, проходящего через центры ампул A12 и A75 (по вертикали интенсивность в относительных единицах)

ность от взаимного влияния ампул носили случайный характер и усреднялись.

При независимых измерениях стенки стеклянных ампул средствами точной механики мы убедились, что неучтенная систематическая погрешность определения диаметра по томограмме примерно равна 0,1 мм. Таким образом, если использовать априорное знание о круговом сечении предмета, то погрешность определения его диаметра по МРТ оказывается на порядок меньше, чем размеры элементарной площадки ($\Delta X = \Delta Z = 1,17$ мм), связанной с дискретностью процедуры Фурье-преобразования.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Иванов В.А.* Способ измерения геометрических параметров деталей. Патент РФ № 1404800, приоритет от 21 марта 1986 г.
2. *Иванов В.А., Неронов Ю.И., Вольняк К.* К оценке рациональных параметров и времени накопления в ЯМР-томографии // Приборостроение. 1990. Т. 33, № 3. С. 66–70.

Санкт-Петербургский Государственный институт точной механики и оптики (Технический университет)

Материал поступил в редакцию 12.04.2000.

EVALUATION OF ERRORS IN LINEAR DIMENSIONS IN MAGNETIC RESONANCE TOMOGRAPHY

Yu. I. Neronov, A. Yu. Ivanov, N. N. Paramonov, R. Tseli, R. Shpak

Saint-Petersburg State Institute of Fine Mechanics and Optics (Technical University)

The paper presents the results of experimental studies of linear dimension assessment in magnetic resonance tomography. It is shown that the errors in linear dimensions are due to discrete sampling of NMR signals, chemical shift effects, local distortion of the magnetic field caused by diamagnetic changes in the medium.