**Магнитные системы МР томографов**

Магнитные системы МРТ в основном отличаются типами главных магнитов. В выпускаемых МРТ используются три типа магнитов: резистивные, сверхпроводящие (криогенные) и постоянные.

Резистивные магниты представляют собой систему катушек с конечным сопротивлением, по которым протекает постоянный ток. Они могут создать поле с относительно небольшой индукцией В0 = 0,12 – 0,3 Тл и используются в МРТ, дающих изображения только «протонного» типа. Однако для создания даже такой сравнительно небольшой индукции требуются большие ток и мощность. Причем вся подводимая мощность превращается в тепло, которое необходимо отводить.

Оценим ориентировочные значения тока и мощности, необходимые для создания поля с индукцией 0,1 Тл. Для простоты будем считать, что магнит выполнен в виде соленоида диаметром 1 м и длиной 1,5 м. Напряженность поля внутри соленоида рассчитаем, пользуясь зависимостью между напряженностью и погонной плотностью тока j (число ампер-витков на 1 м длины) для бесконечно длинного соленоида

H0 = j.

Найдем напряженность поля

80000 A/м.



Примем сечение провода равным100 мм2 (10×10 мм), а допустимую плотность тока в сечении δ = 2 A/мм2. Тогда ток магнита будет равен I = 100⋅2 =200 А, а число витков на 1 м

w1 = 80000/200 = 400.

Общее число витков соленоида

w = L⋅w1 = 1,5⋅400 = 600.

Сопротивление провода

,



для меди ρ = 0,056 Ом⋅м/мм2, длина провода lпр = πDw = 1800 м и R = 1 Ом.

Напряжение на обмотке магнита будет равно U = IR = 200 В, а потребляемая мощность P = UI = 40кВт.

Рассчитанные величины несмотря на большие приближения соответствуют реальным напряжению и мощности магнита МРТ «Образ-1». Для отвода такой большой мощности нужна соответствующая система охлаждения.

Конструкция магнитной системы МРТ с резистивным магнитом показана на рис.1. Основной магнит состоит из четырех катушек двух диаметров, которые вписываются между ними в сферу или эллипсоид вращения (катушки Гельмгольца).

Их размеры и расстояния выбираются так, чтобы обеспечить максимально возможную однородность магнитного моля. Катушки включаются последовательно. Внутри магнита

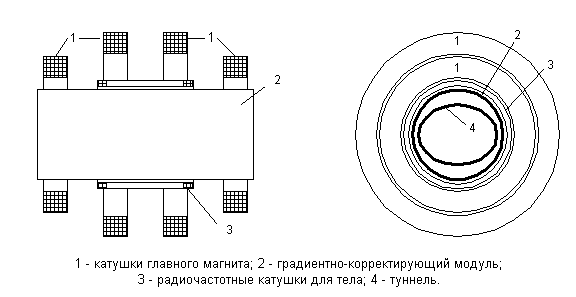


Рисунок 1. Магнитная система МРТ с резистивным магнитом

находится градиентно-корректирующий модуль (ГКМ). В нем размещены градиентные катушки, а также корректирующие катушки для улучшения однородности основного поля.

Они создают дополнительно слабые поля (совпадающие с основным полем), которые являются нелинейными функциями координат (пропорциональны их произведению, квадрату и т.п.). Ток в этих катушках может регулироваться и быть пропорциональным току основного магнита. Для этого корректирующие катушки запитывают от шунтовых сопротивлений, включенных в цепь основного магнита. Все катушки ГКМ для обеспечения жесткости конструкции размешаются в цилиндрической бочке из стеклопластика

Радиочастотные катушки монтируются в виде съемного модуля, который надевается на ГКМ. Они имеют относительно простую конструкцию, к которой не предъявляется повышенных требований. Эти катушки имеют большие размеры и служат для облучения и приема МР сигнала от всего тела. Поэтому они называются тельными. Для приема (только для приема) МР сигнала от локальных частей (головы, спины) применяют малогабаритные переносные катушки – головную, спинальную и др.

Катушки основного магнита размещают в экранах из немагнитного материала (рис.2). Каждая катушка в свою очередь состоит из нескольких секций, выполненных из полых проводников квадратного сечения. Секции в катушке также соединены последовательно. В нижней части экрана встроены штуцеры, через которые по шлангам подается вода. Она протекает по полым проводникам и отводит тепло. Секции подключаются параллельно к трубопроводу системы охлаждения. Эта система обычно незамкнутая, т.е. отработанная вода сбрасывается в канализацию. Расход воды достигает 3000 л/час, и за это приходится платить. Таким образом, эксплуатация МРТ с резистивным магнитом связана с довольно большой платой за электроэнергию и воду.



Рисунок 2. Конструкция катушки основного магнита

Кроме того, несмотря на фильтрацию водопроводной воды в узких каналах проводников происходит отложение солей и мелких взвесей. Поэтому их периодически (раз в полгода) приходится чистить.

При индукции основного поля свыше 0,5 Тл применение резистивного магнита технически и экономически становится невозможным. Здесь им на смену приходят сверхпроводящие (криогенные) магниты. Катушки такого магнита помещают в кожух, заполненный жидким гелием, имеющим температуру –269оС (рис.3).



Рисунок 3. Конструкция криогенного магнита

Кожух с жидким гелием охвачен кожухом, заполняемым жидким азотом с температурой –196о С. Проводники катушек из ниобия-титана, находящиеся в жидком гелии, становятся сверхпроводниками, т.е. их сопротивление становится равным нулю.

Поэтому для запуска магнита достаточно подать в его обмотку импульс тока и затем замкнуть накоротко внешнюю цепь. После этого ток в катушках магнита может циркулировать годами. Однако при эксплуатации криогенного магнита возникают другие проблемы. С течением времени количество жидкого гелия и азота уменьшается и их приходится дозаправлять. Например, в криогенном магните МРТ Мagnetom 63 фирмы «Сименс» объем жидкого гелия составляет 865 л, а жидкого азота – 500 л. В процессе работы допускается уменьшение объема гелия до 30%, а азота – до 20 % от начального.

При скорости «выкипания» гелия и азота, равных 0,4 и 1,0 л/ч, их необходимо дозаправлять соответственно через 52 и 16 дней. Это требует дополнительных (и значительных) затрат, чем и объясняется высокая плата за обследование на томографах с криомагнитами. Интервалы обновления жидкого гелия и азота расширяют, т.е. уменьшают их расход, применяя дополнительное внешнее водяное охлаждение с замкнутым циклом. Однако при этом система усложняется, и возникает дополнительный расход электроэнергии.

Большинство исследователей-практиков диагностические возможности МРТ с резистивным магнитом устроили бы вполне, если бы не его колоссальное энергопотребление и расход воды для охлаждения. Поэтому применяют постоянные магниты, имеющие сравнительно небольшую индукцию (0,1 – 0,15 Тл), но зато не потребляющих никакого тока (не считая ГКМ и РЧ катушек).

Такие магниты обычно собирают из отдельных магнитных «кирпичиков» или стержней. Они могут состоять из нескольких кольцевых магнитов (рис.4,а). Выбор и сканирование слоя в МРТ с такими магнитами организуется точно так же, как в МРТ с катушечными магнитами. Используют также постоянные электромагниты с вертикальным полем и стальным сердечником (рис.4,б) с индукцией от 0,1 до 0,6 Тл. При одинаковой индукции ток подмагничивания и расходуемая мощность у электромагнита намного меньше, чем у резистивного магнита.

Последовательность градиентных импульсов для магнитов с вертикальным полем иная, чем для магнитов с горизонтальным полем. Так, для выбора сагиттального или аксиального (поперечного) слоя вначале нужно подать градиентный импульс Gx или Gy.

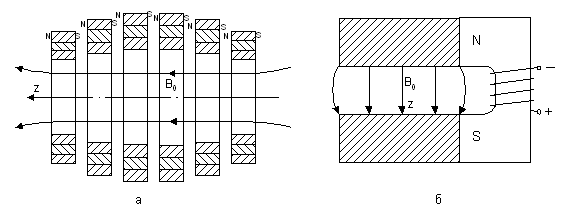


Рисунок 4. Постоянные магниты МРТ.

«Платой» за энергетическую экономичность постоянных магнитов является их большой вес. Так, у постоянных магнитов с индукцией 0,1 Тл он достигает 10 т.

Особенно массивны электромагниты с индукцией 0,3 – 0,6 Тл. Это объясняется тем, что полюса вертикального электромагнита плоско-параллельны или имеют небольшую кривизну, поэтому для получения высокой однородности поля их площадь должна быть большой. Например, вес электромагнита томографа QUAD 12000 фирмы Fonar c индукцией 0,6 Тл равен 45 тоннам!

Такой вес впечатляет и заставляет задуматься при выборе места установки магнита. Сборка и юстировка постоянных магнитов (получение необходимой степени однородности поля) представляют собой кропотливую работу.

Токи градиентных и корректирующих катушек намного меньше, чем ток основного магнита. Оценим их величину, исходя из смещения частот по координатам *х* и *у* на ± 15 кГц. Учитывая, что , и принимая x = 0,5 м, найдем



0,35⋅10-3 Тл.



Сравнивая эту величину с индукцией основного магнита 0,1 Тл из ранее приведенного примера, получим ориентировочную величину тока в градиентной катушке около 2 А.

В действительности, так как число витков градиентных катушек невелико, их максимальный ток больше этой величины и достигает 10 А. Но градиентные импульсы весьма короткие и имеют большую скважность, поэтому тепловые потери в градиентных катушках невелики и они не требуют охлаждения.

Конструкции градиентных катушек приведены на рис.5. Градиент Gz формируется двумя катушками, расположенными по краям магнита. Протекающие в них токи имеют разные направления. В некоторой точке на оси *z* поля этих катушек взаимно компенсируются. Катушки, создающие градиенты Gx и Gy, имеют седлообразную форму и состоят из двух секций. Каждая секция в свою очередь состоит из двух половин, токи в которых направлены одинаково.

Кроме составляющих РЧ, направленных вдоль оси *z*, их поля имеют и поперечные составляющие, однако их вклад в изменение основного поля ничтожно мал. Например, при В0 = 0,2 Тл и G = 5 мТл/м, используя формулы Пифагора и приближенных вычислений, найдем вклад поперечных составляющих на длине в 1 м: ΔB0 = B2x,y/2B0 = 6⋅10-5 Тл, что на два порядка меньше вклада z-градиента.

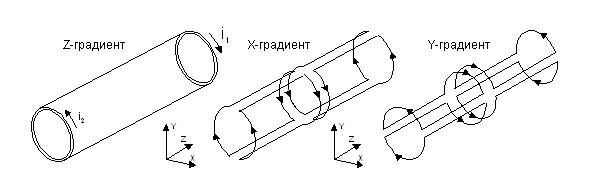


Рисунок 5. Градиентные катушки.

Линейно поляризованном поле пары РЧ катушек можно представить суммой двух противоположно вращающихся магнитных полей. Из них только одно будет эффективным. На практике такое эффективное вращающееся поле создают с помощью двух пар ортогонально расположенных РЧ катушек, токи которых сдвинуты по фазе на 90о. Они имеют также седлообразную форму и взаимно перекрываются (рис.6).

Рисунок 6. РЧ катушки.



РЧ антенна состоит из двух пар катушек 1 и 2. Их токи равны и. Результирующее поле **Н**р будет иметь вид **Н**р = . Таким образом, результирующее поле вращается с угловой скоростью ω и имеет амплитуду Н1. Отсюда следует, что для создания одинаковой эффективной напряженности в системе с вращающимся полем требуется в 2 раза меньший ток катушек, чем в системе с линейной поляризацией. Это означает, что РЧ система с круговой поляризацией, требует для возбуждения в 2 раза меньшей мощности (учитывая, что Р ~ I2).



Ввиду того, что размеры РЧ катушек достаточно велики, а частоты питающих токов – высокие (5 МГц и более), их выполняют с небольшим числом витков и даже одновитковыми. Это дает уменьшение паразитных межвитковых емкостей. Одновитковую катушку выполняют из толстого провода, а на очень высоких частотах (более 20 МГц), где сказывается поверхностный эффект, из полого посеребренного проводника.

Следует иметь в виду, что при частотах, на которых работает большинство МР томографов, РЧ катушки практически не излучают электромагнитные колебания в пространство, так как их размеры намного больше длины волны. Действительно, при индукции В0 = 0,15 Тл и частоте 6,3 МГц длина волны будет равна примерно 50 м. Даже при большой индукции в 1,5 Тл длина волны равна 5 м, что намного больше размеров РЧ катушек. И только при очень большой индукции до 4 Тл, которая используется в исследовательских целях, может проявляться эффект излучения электромагнитной энергии. Поэтому можно считать, что поле РЧ катушек имеет только магнитную составляющую.

Для оценки напряжения на катушке нужно знать ее реактивное сопротивление XL = ωL. Индуктивность кругового витка можно определить по формуле

,



где D – диаметр витка, d – диаметр провода. При d = 1 см получим L = 1,6 мкГн. На частоте 5 МГц реактивное сопротивление витка будет равно 50 Ом. Так как катушки одной пары включаются последовательно, то их общее сопротивление будет равно 100 Ом. Напряжение, подводимое к катушкам, составит ХLI = 140 В, а для возбуждения двух пар катушек потребуется мощность 2⋅0,5UI = 200 Вт. Таким образом, генератор РЧ импульсов должен обладать достаточно большой мощностью. В МРТ с сильными полями эти проблемы обостряются. Так, при индукции основного поля 1 Тл частота МР будет равна 42,6 МГц. Сопротивление тех же катушек на этой частоте будет уже в 8 раз больше, а напряжение на них при том же токе превысит 1000 В. Для возбуждения РЧИ потребуется мощность уже в несколько кВт. Очевидно, что здесь нужен другой подход к конструкции катушек.

Магнитно-резонансные томографы выпускают практически все развитые страны. Признанными лидерами в этой области считаются фирмы «Сименс», «Брукер», «Филипс», «Хитачи». Достаточно надежные и относительно недорогие МРТ производит Россия. По ходу рассмотрения устройства и принципа действия магнитных систем МРТ приводились их отдельные параметры. Эти и некоторые дополнительные параметры, характеризующие уровень МРТ, даны в табл.1. Таблица охватывает весь спектр МРТ. Все они выпускаются и эксплуатируются и, как видно из сказанного ранее, имеют свои достоинства и недостатки. Выпускаются и совершенствуются даже энергоемкие МРТ с резистивным магнитом. Они показали себя надежными, относительно простыми в обслуживании и в настройке.

Из табл.1 видна тенденция к уменьшению времени реконструкции одного слоя с увеличением индукции главного магнита. Это объясняется возможностью применения при большой индукции «быстрых» последовательностей, например, последовательности «градиентное эхо» и малоугловых. Следует добавить, что при индукции свыше 1,5 Тл появляется возможность кроме ядер водорода (протонов) «вовлечь» в сбор данных об организме тяжелые ядра натрия и фосфора, которые несут очень важную информацию о метаболизме. При более низкой индукции магнитный резонанс ядер этих атомов невозможен.

Таблица 1. Сравнительные характеристики томографов

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Тип томографа | Фирма,  страна | Тип  магнита | Индукция,  Тл | Частота,  Мгц | Минимальное время реконструкции слоя с |
| «Образ-1,2,3»  «Икона»  Magnetom P8  Magnetom  63 SP  Tomikon S200  QUAD 12000 | Россия  То же  Siemens,  ФРГ  То же  Bruker  США  Fonar  США | Резистивный  Постоянный  Постоянный  (феррит)  Криомагнит  (гелий, азот)  То же  Электро-магнит | 0,12 – 0,14  0,12  0,2  1,5  2  0,6 | 5 – 6  5  8,3  63,6  85,2  24,9 | 30  –  меньше 1 с  0,72  0,4  0,7 |