

В.Ю. Плавский

## КОРРЕКЦИЯ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ В ЗОНЕ ДЕЙСТВИЯ ОПТИЧЕСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ АППАРАТОВ ДЛЯ МАГНИТОЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ

### Аннотация

Разработаны методы повышения и плавной регулировки магнитной индукции постоянного магнитного поля в зоне действия оптического излучения аппаратов для магнитолазерной терапии. Показано, что для широко распространенных в медицинской практике аппаратов, обеспечивающих синергизм действия указанных физических факторов, магнитная индукция в зоне действия излучения в 3,5...4,0 раза ниже ее значения над проекцией тела обычно применяемых кольцевых магнитов. Проведен анализ распределения магнитного поля на поверхности магнитной насадки аппарата для магнитолазерной терапии при использовании различных типов сердечников из магнитомягких материалов. Предложены конструктивные решения и аппаратурная реализация, обеспечивающие создание в зоне действия оптического излучения магнитного поля с индукцией, практически не отличающейся от ее значения над проекцией тела магнита. Показана возможность плавного изменения в зоне действия излучения величины магнитной индукции в диапазоне  $|B| = 27...75$  мТл за счет изменения положения сердечника относительно плоскости кольцевого магнита. Такая регулировка позволяет оптимизировать магнитолазерную терапию с учетом патологии, возраста или индивидуальных физиологических особенностей пациентов.

Одним из способов повышения биологической активности и терапевтической эффективности низкоинтенсивного лазерного излучения является его совместное действие с постоянным магнитным полем [1]-[5]. Синергизм в действии указанных физических факторов отмечается лишь в случае их одновременного (сочетанного) использования. Последовательное воздействие лазерным излучением и магнитным полем не вызывает заметного повышения регуляторной активности эффекторов. Считается [6]-[9], что в основе эффекта синергизма лежит эквивалентность (общность) механизмов биологического действия указанных физических факторов, заключающаяся в ориентирующем влиянии электрического поля световой волны лазера и магнитного поля на биологические структуры с жидкокристаллическим характером упорядочения (мембраны клеток, мультиферментные комплексы), ответственные за регуляцию метаболизма. При этом в присутствии магнитного поля повышается чувствительность надмолекулярных образований к светоиндуцированным конформационным перестройкам.

В практической медицине метод магнитолазерной терапии реализуется, как правило, за счет использования магнитных насадок кольцевой формы к лазерному аппарату [3], [4]. Для воздействия на патологический очаг лазерный луч проходит через отверстие в кольцевом магните (ось его симметрии). При таком конструктивном решении аппаратов для магнитолазерной терапии напряженность магнитного поля в зоне действия оптического излучения минимальна, а ее максимальное значение регистрируется на поверхности тела магнита [4], [10], [11]. Однако единственным практическим способом регулировки напряженности магнитного поля в зоне действия оптического излучения является изменение расстояния магнита до патологического очага.

Цель настоящей работы – разработка методов повышения магнитной индукции, создаваемой

кольцевым магнитом аппаратов для магнитолазерной терапии, и возможности ее плавной регулировки в зоне действия оптического излучения.

### Материалы и методы исследований

Изучение распределения магнитной индукции проводили на поверхности насадки, выполненной на базе кольцевого магнита К36х18х6 из стронциевого феррита (Республиканское унитарное предприятие «Феррит», г. Минск). Внешний диаметр магнита – 36 мм, внутренний диаметр – 18 мм, высота – 6 мм. Материал корпуса насадки – сплав Д16. Величину магнитной индукции контролировали с помощью миллитесламетра портативного универсального ТП2-2У, фиксируя его датчик на поверхности насадки, обращенной к объекту воздействия. При этом противоположная сторона насадки была обращена в сторону источника лазерного излучения (рис. 1). При проведении измерений распределения магнитного поля датчик миллитесламетра последовательно перемещался от центра насадки к ее периферии вдоль радиуса  $r$  (рис. 2). Величина зазора между поверхностью магнита 2 и датчиком миллитесламетра 9, задаваемая толщиной плоской стенки насадки, составляла  $d = 0,5 \pm 0,02$  мм (рис. 2). Основная относительная погрешность измерения магнитной индукции постоянного магнитного поля в измеряемом диапазоне значений для миллитесламетра ТП2-2У не превышала  $\pm 2,9$  %.

### Результаты и их обсуждение

Распределение магнитной индукции  $B$  на поверхности магнитной насадки 1, выполненной по варианту I рис. 2, представлено на рис. 3, кривая I. За нулевую точку по оси  $r$  на графике, представленном на рис. 3, принята точка, расположенная на поверхности насадки со стороны, обращенной к объекту воздействия, и соответствующая центру магнита. При этом значение  $r$  увеличивается по

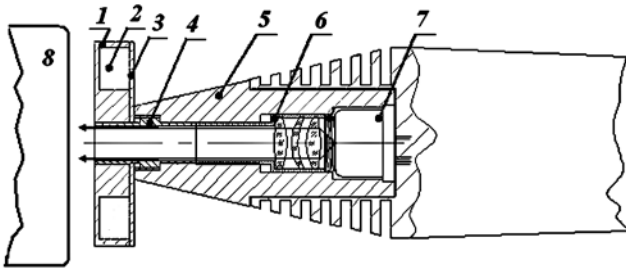


Рис. 1. Схема взаимного расположения лазерного излучателя и магнитной насадки в аппарате для магнитолазерной терапии: 1 – корпус магнитной насадки; 2 – кольцевой магнит; 3 – сердечник из магнитомягкого материала в виде пластины с отверстием, расположенной на поверхности магнита со стороны, обращенной к лазерному диоду; 4 – сердечник в виде трубки, расположенной вдоль оси магнита; 5 – корпус лазерного излучателя; 6 – коллиматор для формирования лазерного луча с заданной расходимостью; 7 – лазерный диод; 8 – объект воздействия

мере перемещения датчика миллитесламетра от центра к периферии магнитной насадки. Для указанного конструктивного решения кривая I на рис. 3 характеризует распределение магнитного поля (на поверхности насадки 1), создаваемого собственно кольцевым магнитом 2 при отсутствии в насадке какого-либо сердечника. Как видно из представленных данных, при перемещении датчика 9 миллитесламетра от центра магнита к его периферии наблюдается изменение полярности магнитного поля, что находит свое отражение в перемене знака магнитной индукции.

При выбранном положении магнита величина  $B$  характеризуется положительными значениями в центре насадки и отрицательными – в области проек-

ции тела кольцевого магнита 2. Как видно из кривой I на рис. 3, максимальное по абсолютной величине значение магнитной индукции наблюдается на расстоянии  $r = 12...15$  мм от центра насадки 1, т. е. в области, расположенной над проекцией тела магнита 2, и составляет  $|B| = 72...77$  мТл. Магнитная индукция, измеренная в тех же условиях на поверхности насадки в центре магнита, составляет  $|B| = 20$  мТл. Таким образом, при отсутствии сердечника абсолютное значение магнитной индукции в центре кольцевого магнита в 3,5...4 раза ниже величины, регистрируемой в зоне проекции тела магнита 2.

Вариант II (рис. 2) конструктивного решения магнитной насадки 1 предполагал установку пластины 3 (с отверстием), выполненной из магнитомягкого материала (электротехническая сталь 21880) и расположенной на плоскости магнита 2 со стороны, обращенной к источнику оптического излучения. Как показали проведенные измерения, установка такой пластины оказывает определенное влияние на распределение магнитной индукции вдоль поверхности насадки 1, обращенной к объекту воздействия. Данный вывод следует из кривой II, представленной на рис. 3. Как видно из приведенных данных, максимальное значение магнитной индукции в центре насадки 1 составляет  $|B| = 27$  мТл, тогда как в зоне проекции тела магнита в тех же условиях  $|B| = 74...78$  мТл. То есть использование пластины 3 из магнитомягкого материала позволяет повысить магнитную индукцию в центральной части насадки 1. Однако и в данном случае магнитная индукция в центре насадки 1 практически в 3 раза ниже абсолютного значения магнитной индукции в зоне проекции тела магнита 2.

Более выраженное перераспределение магнитной индукции вдоль поверхности насадки 1 со стороны, обращенной к объекту воздействия, наблю-

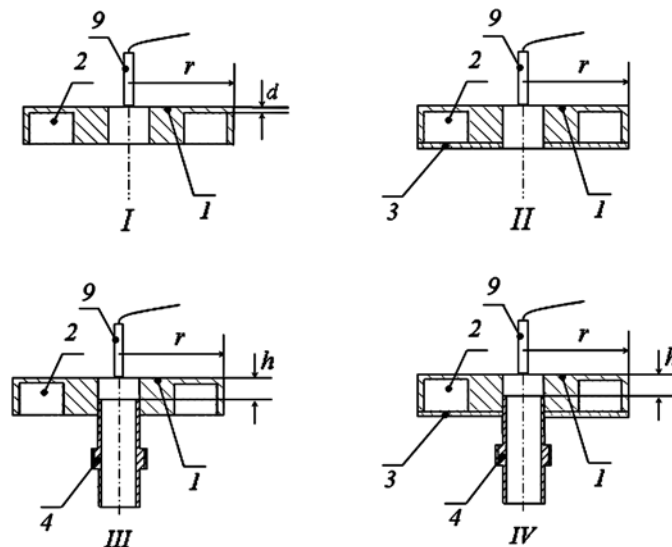


Рис. 2. Схема измерения распределения магнитной индукции на поверхности магнитной насадки для различных вариантов конструктивных решений: I – без сердечника; II – с сердечником в виде пластины 3 с отверстием, расположенной на поверхности магнита со стороны, обращенной к лазерному диоду; III – с сердечником в виде трубки 4, расположенной вдоль оси магнита; IV – с сердечником в виде пластины 3 с отверстием, расположенной на поверхности магнита со стороны, обращенной к лазерному диоду, и трубки 4, расположенной вдоль оси магнита; 9 – датчик миллитесламетра

дается при использовании в качестве сердечника трубки 4, изготовленной из магнитомягкого материала (электротехническая сталь 21880) и расположенной вдоль оси магнита 2 (рис. 2, вариант III). Распределение магнитной индукции при наличии указанного сердечника, расположенного вдоль оси магнита таким образом, что сторона магнита, обращенная к объекту воздействия, находится заподлицо с торцевой поверхностью трубки 4 (т. е. величина зазора  $h = 0$ ), представлено на кривой III рис. 3. Отметим, что при вышеуказанных измерениях пластина 3 на магнитную насадку 1 не устанавливалась. Как следует из представленных данных, наличие сердечника, выполненного в виде трубки 4, приводит к повышению магнитной индукции в центре насадки 1 при ее измерении со стороны объекта воздействия до  $|B| = 52$  мТл. Еще большее значение магнитной индукции ( $|B| = 58$  мТл) наблюдается на расстоянии  $r = 2,5...3,0$  мм от центра насадки 1, т. е. в области проекции стенок трубки 4. При этом величина магнитной индукции над проекцией тела магнита 2 не изменилась по сравнению с другими вариантами расположения сердечников и составила  $|B| = 70...75$  мТл при  $r = 12...15$  мм.

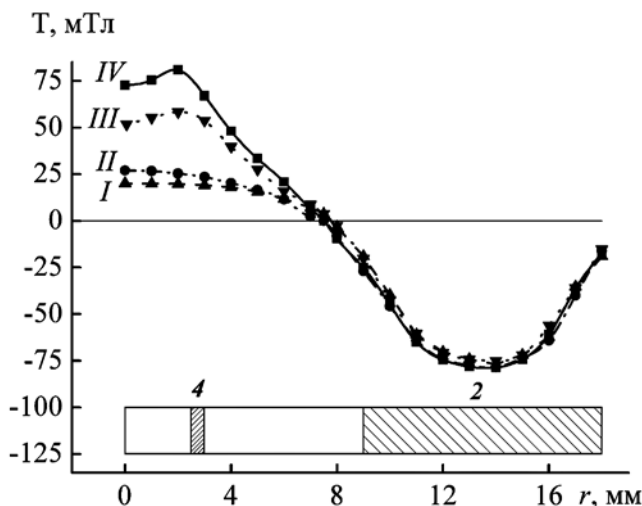


Рис. 3. Распределение магнитной индукции на поверхности магнитной насадки по отношению к проекциям тела магнита 2 и тела сердечника 4 в виде трубки, расположенной вдоль оси магнита для различных вариантов конструктивных решений: I – без сердечника; II – с сердечником 3 в виде пластины с отверстием, расположенной на поверхности магнита со стороны, обращенной к лазерному диоду; III – с сердечником 4 в виде трубки, расположенной вдоль оси магнита; IV – с сердечником в виде пластины 3 с отверстием, расположенной на поверхности магнита со стороны, обращенной к лазерному диоду, и трубки 4, расположенной вдоль оси магнита

Однако наибольшее значение магнитной индукции в области воздействия лазерного излучения, т. е. в центральной зоне магнитной насадки 1, наблюдается при использовании двух сердечников,

один из которых выполнен в виде трубки 4, а другой – из пластины 3 с отверстием (рис. 2, вариант IV). Распределение магнитной индукции на поверхности насадки 1 со стороны, обращенной к объекту воздействия, для данного варианта конструктивного решения насадки (при условии  $h = 0$ ) представлено на рис. 3 (кривая IV). Как следует из представленных данных, комбинированный сердечник вызывает перераспределение магнитной индукции таким образом, что в центре насадки 1 магнитная индукция имеет значение 73 мТл, близкое к величине магнитной индукции, регистрируемой над проекцией тела магнита 2, для которой  $|B| = 74...78$  мТл при  $r = 12...15$  мм. Отметим при этом, что над проекцией стенок трубки 4, т. е. на расстоянии  $r = 2,5...3$  мм от центра насадки 1, величина  $|B| = 78$  мТл, что соответствует значению, измеряемому над проекцией тела магнита.

Таким образом, результаты, приведенные на рис. 3, свидетельствуют, что оптимальным решением для обеспечения максимальной величины магнитной индукции в зоне воздействия лазерного излучения аппаратов для магнитолазерной терапии является использование сердечника, изготовленного из магнитомягкого материала и включающего в себя трубку 4, расположенную вдоль оси кольцевого магнита 2, и пластины 3 с отверстием, расположенную на поверхности магнита 2 со стороны, обращенной к источнику излучения.

Следует отметить, что предложенные конструктивные решения насадки для магнитолазерной терапии позволяют обеспечить плавную регулировку магнитной индукции в зоне воздействия лазерного излучения без изменения расстояния магнитной насадки до объекта воздействия. Регулировка величины магнитной индукции может осуществляться за счет изменения величины зазора  $h$  между поверхностью насадки 1, обращенной к объекту воздействия, и торцом трубки 4. На рис. 4 представлена зависимость магнитной индукции в центре насадки 1 при  $r = 0$  в случае изменения зазора  $h$  для вариантов конструктивных решений III и IV, показанных на рис. 2. Еще раз подчеркнем, что для положения трубки, при котором поверхность магнитной насадки, обращенная к объекту воздействия, находится заподлицо с торцевой поверхностью трубки, величина  $h = 0$ . Представленные на рис. 4 кривые III и IV характеризуют зависимость магнитной индукции от величины  $h$  соответственно при отсутствии и наличии пластины 3 с отверстием на поверхности магнитной насадки 1 со стороны, обращенной к источнику лазерного излучения.

Из графика видно, что при отсутствии в магнитной насадке 1 пластины 3 диапазон изменения магнитной индукции, измеренной в центре насадки со стороны, обращенной к объекту воздействия, ниже, чем при наличии такой пластины. Так, при комбинированном сердечнике (рис. 2, вариант IV), включающем в себя пластины 3 и трубку 4 из магнитомягких материалов, диапазон изменения магнитной

индукции составляет 27...74 мТл (рис. 4, кривая IV). При отсутствии пластины 3 (рис. 2, вариант III) магнитная индукция за счет изменения величины  $h$  изменяется в диапазоне 25...52 мТл (рис. 4, кривая III).

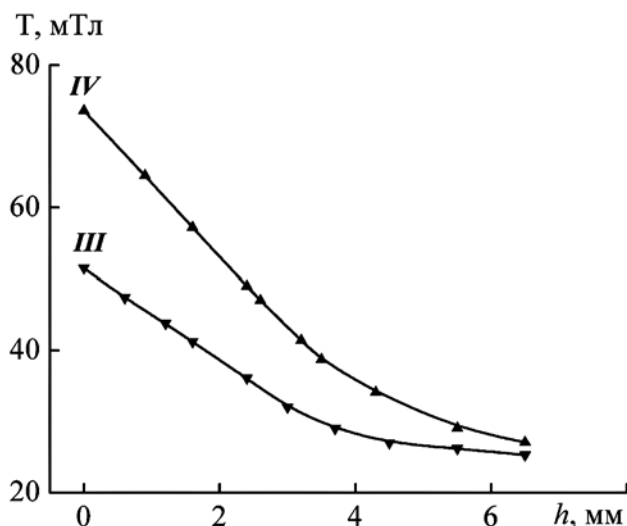


Рис. 4. Изменение магнитной индукции в центре насадки при изменении величины зазора  $h$  между поверхностью магнита и торцом трубки: III – для сердечника, выполненного в виде трубки 4, расположенной вдоль оси магнита; IV – для сердечника, выполненного в виде пластины 3 с отверстием, расположенной на поверхности магнита со стороны, обращенной к лазерному диоду, и трубки 4, расположенной вдоль оси магнита

## Заключение

Таким образом, в работе предложены методы повышения и плавной регулировки магнитной индукции в зоне действия оптического излучения аппаратов для магнитолазерной терапии. В результате коррекции распределения магнитного поля за счет использования сердечников из магнитомягких материалов и изменения их положения относительно плоскости магнита обеспечивается возможность:

- магнитолазерного воздействия на патологические очаги наружной локализации с величиной магнитной индукции в зоне лазерного облучения, близкой к значению магнитной индукции над проекцией тела кольцевого магнита;
- плавной регулировки величины магнитной индукции в зоне воздействия лазерным излучением в диапазоне  $|B| = 27...75$  мТл.
- повышения магнитной индукции в зоне воздействия лазерного излучения в 3,5...4,0 раза;
- плавной регулировки напряженности магнитного поля, что позволяет оптимизировать магнитолазерную терапию с учетом патологии, возраста или индивидуальных физиологических особенностей пациентов.

## Список литературы:

1. Матяшова М.А., Аристова В.А., Голубенко Ю.В., Древалъ А.А. Лазерная и магнитолазерная терапия / В сб.: Медицина и здравоохранение. Серия: Обзоры по важнейшим проблемам медицины. Под ред. А.К. Полонского. – М., 1985. № 3. С. 1-65.
2. Полонский А.К. Лазерная и магнитолазерная терапия / Лазеры в клинической медицине. Руководство для врачей. Под ред. С.Д. Плетнева. – М., 1996. С. 378-390.
3. Plavskii V. Yu., Mostovnikov V. A., Ryabtsev A. B., Mostovnikova G. R., Plavskaya L. G., Nikeenko N. K., Leusenko I. A., Mostovnikov A. V., Ginevich V. V., Ulashchik V. S., Rusakevich P. S., Volotovskaya A. V., Rybin I. A., Serdyuchenko N. S. Apparatus for low-level laser therapy: Modern status and development trends // J. Opt. Technol. 2007. Vol. 74. № 4. PP. 246-257.
4. Москвин С.В., Буйлин В.А. Основы лазерной терапии. – Тверь, 2008. 256 с.
5. Исаев А.К. Магнитно-инфракрасный лазерный терапевтический аппарат с фоторегистратором «Милта-Ф» – прибор для диагностики, прогнозирования и лечения воспалительных заболеваний придатков матки // Медицинская техника. 2001. Т. 35. № 6. С. 42-44.
6. Мостовников В.А., Мостовникова Г.Р., Плавский В.Ю., Плавская Л.Г., Морозова Р.П., Третьяков С.А. О механизме терапевтического действия низкоинтенсивного лазерного излучения и постоянного магнитного поля / Новое в лазерной медицине и хирургии. Материалы междунар. конф. – М., 1991. Ч. 2. С. 192-194.
7. Mostovnikov V. A., Mostovnikova G. R., Plavskii V. Yu., Plavskaja L. G., Morosova R. P. Molecular mechanism of biological and therapeutically effect of low-intensity laser irradiation // Proc. SPIE. Laser-Tissue Interaction VI. Ed. S.L.Jacques, A. Katzir. 1995. Vol. 2391. PP. 561-573.
8. Плавский В.Ю., Барулин Н.В. Фотофизические процессы, определяющие биологическую активность оптического излучения низкой интенсивности // Биомедицинская радиоэлектроника. 2009. № 6. С. 23-40.
9. Plavskii V. Yu., Barulin N. V. Fish embryos as model for research of biological activity mechanisms of low intensity laser radiation / Advances in Laser and Optics Research. Ed. W.T. Arkin, New York, 2010. PP. 1-45.
10. Мостовников В.А., Плавский В.Ю., Рябцев А.Б., Мостовникова Г.Р., Плавская Л.Г., Мостовников А.В., Леусенко И.А., Гиневич В.В. Аппарат для магнитофототерапии / Патент Республики Беларусь № 2349, приоритет от 31.05.2005.
11. Плавский В.Ю., Мостовников В.А., Рябцев А.Б., Мостовникова Г.Р., Плавская Л.Г., Мостовников А.В., Леусенко И.А., Гиневич В.В. Аппарат для магнитолазерной терапии / Патент Республики Беларусь № 2392, приоритет от 31.05.2005.

Виталий Юльевич Плавский,  
зам. директора по научной  
и инновационной работе,  
Институт физики им. Б.И. Степанова  
Национальной академии наук Беларуси,  
г. Минск, Республика Беларусь,  
e-mail: plavskii@dragon.bas-net.by