

Харьковский государственный университет

На правах рукописи

№ -

Кизилова Наталья Николаевна

Влияние некоторых физических полей на механические
процессы в биологических тканях

01.02.05 - механика жидкости, газа и плазмы

А В Т О Р Е Ф Е Р А Т

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Харьков - 1993



№ 27 115

кафедре теоретической механики
Харьковского университета

Научный руководитель - доктор физико-математических наук,
профессор И. Е. Тарапов

Официальные оппоненты : доктор физико-математических наук,
ведущий науч. сотр. Р. В. Половин

доктор технических наук,
ведущий науч. сотр. В. Л. Сигал

Ведущая организация - Институт радиофизики и электроники
АН Украины

Защита состоится "7" мая 1993 г. в 15 час. на заседании
специализированного Совета К.053.06.02 в Харьковском госунивер-
ситете по адресу : 310077, г. Харьков, пл. Свободы, 4, ауд. 6-48

С диссертацией можно ознакомиться в Центральной научной библиотек
Харьковского госуниверситета.

Автореферат разослан "6" апреля 1993 г.

Ученый секретарь
специализированного Совета

А. С. Сохин

ЛННБ ім. В. Стефаніка
АН України

Общая характеристика работы.

Диссертация посвящена изучению механических процессов, протекающих в биологических тканях, в частности, в крови, как в модельных условиях (*in vitro*), так и в организме (*in vivo*) под действием внешних электрических (ЭП) и магнитных (МП) полей с помощью методов современной механики. Исследуемые механические процессы могут лежать в основе физиологических реакций на действие полей и служить первичными механизмами феноменов, наблюдавшихся в биологических тканях во внешних электромагнитных полях (ЭМП).

Актуальность темы. Математические модели и методы современной механики все чаще находят применение в таких областях науки как биология и медицина. Это и математические методы обработки информации, и моделирование механических процессов, которые присущи биологическим системам (БС) практически всех уровней организации. Необходимость использования методов точных наук подтверждается как состоянием современной медико-биологической науки так и успехами, достигнутыми новым направлением современной механики - биомеханикой, механикой биологических сред и систем, в понимании различных явлений, связанных с функционированием БС. В медицинскую практику сейчас интенсивно внедряются новые методы лечения и диагностики заболеваний с помощью воздействия ЭП и МП различных диапазонов. В биологии также плодотворно используются различные способы обработки биологических суспензий внешними полями (например, при сепарации клеток, направленном изменении их свойств). Электрические и магнитные установки все шире используются на производстве и в быту. Вопросы действия ЭМП на биологические системы (БС) различных уровней организации изучаются уже не один десяток лет различными областями науки - физикой, биологией, медициной и др. К настоящему времени собран огромный эмпирический материал, содержащий сведения об изменении различных функций БС под действием полей самых разных диапазонов напряженностей и частот, обсуждение возможных механизмов феноменов и лишь незначительное количество математических моделей. Однако вопрос о первичном действии поля на физико-химическом уровне так и остается открытым. Это привело к тому, что уровни безопасных для организма полей, принятые в разных странах, отличаются на порядки, а при использовании ЭМП в терапии и диагностике заболеваний неожиданно обнаруживаются побочные эффекты. Слабо изучен и такой ключевой вопрос как значимость ха-

рактических полей - напряженности, частоты, направления, степени неоднородности. На протяжении нескольких последних лет предметом интенсивного научного обсуждения стал вопрос о механизмах значительного влияния на БС инфранизкочастотных слабых МП с напряженностью $H < 1 \text{ Э}$ и частотой $f < 1 \text{ Гц}$. Их действие зачастую более значимо, чем действие МП большой мощности. В настоящее время в электромагнитобиологии отсутствует комплексный подход и единая методика при проведении исследований, а эмпирический материал очень часто представляет собой отрывочные, противоречащие друг другу экспериментальные данные, изложение которых не удовлетворяет общепринятым стандартам.

В биологической и медицинской литературе предприняты отдельные попытки систематизировать и обобщить эмпирические данные, понять механизмы действия ЭМП на физиологическом уровне. Однако в основе биологической активности ЭМП всегда лежит физическое взаимодействие поля со средой - с теми или иными тканями и структурами. При этом в современной механике намагничивающихся и поляризующихся сред имеются модели и методы, которые могли бы позволить понять сущность процессов, протекающих в БС разных уровней организации при действии полей. Уже разработаны некоторые модели, однако в целом мощный аппарат механики используется в этой области недостаточно. Лишь на основе комплексного подхода со стороны современной механики биологических систем, физиологии, биологии, с применением методов экспериментальной биологии и медицины могут быть поняты и активно использованы на практике многочисленные феномены действия ЭМП на БС.

В данной работе на основе анализа известных экспериментальных данных о влиянии ЭМП на суспензии биологических макромолекул и клеток построены соответствующие механические модели и проведен их анализ с помощью известных математических методов.

Цель проведенного в диссертации исследования состоит в использовании моделей и методов механики гетерогенных намагничивающихся и поляризующихся сред для изучения поведения БС во внешних ЭМП, а также для построения моделей движения, агрегации и оседания клеток крови в постоянном МП. В связи с этим проделана следующая работа :

1. Анализ и классификация литературы, посвященной теории и экспериментальному исследованию электромагнитных свойств БС и процес-

сов, протекающих в них во внешних ЭМП. Определены параметры, важные для построения соответствующих теоретических моделей.

2. Исследована роль механических процессов, протекающих под действием ЭМП, в изменении реологических свойств крови.

3. Исследованы возможные макроскопические процессы при относительном движении компонент крови в МП за счет различия их магнитных свойств (к настоящему времени это единственный достоверный и хорошо изученный экспериментально механизм действия МП).

4. Изучены возможные магнитогидродинамические эффекты в крови и определены механизмы, обеспечивающие изменение гемодинамики при действии МП на целостный организм.

Научная новизна и практическая ценность работы состоит в том, что в ней показана возможность применения континуального подхода и моделей механики намагничивающихся и поляризуемых сред в новой, интенсивно развивающейся области науки - электромагнитобиологии. На основании предложенного в диссертации подхода построены модели агрегации и оседания клеток крови в МП, изучены механические процессы, которые могут лежать в основе изменений течений крови *in vivo* под действием МП и ЭП. Полученные результаты могут быть использованы для построения моделей поведения крови и других биологических тканей во внешних ЭМП, для разработки новых диагностических приборов и методов на основе измерения электромагнитных характеристик тканей или исследования процессов, протекающих в них во внешних полях. Обоснованные и рассчитанные в диссертации модели и механизмы относятся к реальному биологическому объекту - суспензии крови и к физиологическим процессам, связанным с системой гемодинамики. Они имеют выход в клиническую практику и в область биологических экспериментов.

Обоснованность и достоверность результатов и выводов определяется высокой степенью обоснованности теоретических положений, на основе которых построены модели. При решении задач использовались строгие численно-аналитические методы, а при численных расчетах проводился контроль за точностью вычислений. Результаты согласуются с экспериментальными данными, полученными разными авторами, а в предельных случаях - при отсутствии внешних полей - совпадают с результатами известных теоретических исследований.

По материалам диссертации опубликовано 7 работ. Диссертация состоит из введения, 3 глав, кратких выводов к каждой главе и об-

ших выводов по работе, содержит 159 стр., 13 рисунков и 1 таблицу. Перечень литературы включает 347 наименований отечественных и зарубежных авторов.

С о д е р ж а н и е д и с с е р т а ц и и .

Во введении обоснована актуальность темы исследования и перечислены основные задачи и положения, выносимые на защиту.

В первой главе представлен краткий обзор литературы, посвященной изучению электрических и магнитных свойств крови и других биологических суспензий, а также поведению их во внешних ЭМП. Следует отметить, что данные об электромагнитных свойствах биологических тканей, как правило, воспроизводимы и получены на основе известных физических явлений и методов экспериментальной биологии.

В § 2 первой главы более подробно обсуждаются электромагнитные параметры, которые будут использованы в работе при построении модели крови. В § 3 первой главы анализируются экспериментальные данные о поведении клеточных суспензий, в частности, крови во внешних ЭМП. Здесь выделена относительно немногочисленная группа работ, содержащих данные о движении и взаимодействии компонент суспензий во внешних полях (электро- и магнитофорез, коагуляция). Эти данные весьма убедительны, могут быть воспроизведены в экспериментах *in vitro* и использованы для расчетов в моделях, имеющих в механике. Теоретический анализ влияния МП на биологические суспензии сводится здесь, как правило, к одномерному уравнению движения одиночной частицы в поле пондеромоторной силы с учетом Stokesа сопротивления и силы тяжести :

$$m \frac{dV_x}{dt} = \delta\chi \cdot V_s \cdot \frac{\partial}{\partial x} \frac{H^2}{2} - 6\pi\eta V_x a_s + \delta\rho \cdot g \cdot V_s$$

где m , a_s , V_s , V_x - масса, радиус, объем частицы и ее скорость вдоль оси x , $\delta\chi$ - разница магнитных восприимчивостей частиц и среды.

Вторая группа работ содержит весьма противоречивые данные об изменении различных параметров суспензий под действием полей. В диссертации подробно проанализированы данные об изменениях агрегации и оседания клеток крови, а также течения крови по сосудам и модельным каналам во внешних полях. Представленные далее в работе континуальные модели, описывающие эти процессы, а также численные расчеты показывают, что методами механики удастся описать те яв-

ления, которые ранее не поддавались разумному объяснению.

Возможные механизмы действия ЭМП на БС обсуждаются в § 4 первой главы. Проведенный анализ показал, что значительную роль в первичных механизмах играют различные механические процессы, которые могут и должны изучаться с использованием моделей современной механики.

Из анализа изученных нами экспериментальных и теоретических данных следует :

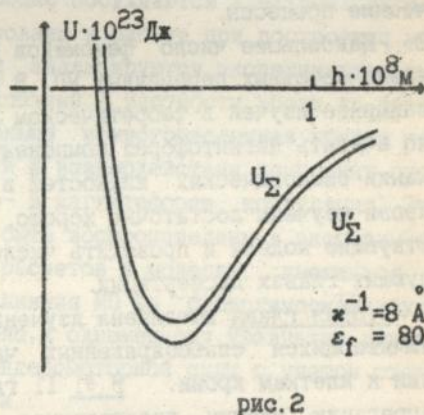
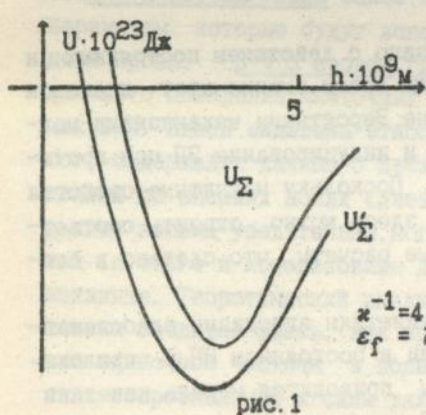
1. Электрические и магнитные поля разных диапазонов несомненно влияют на функционирование БС разных уровней организации, причем в основе первичных механизмов их действия зачастую лежат механические процессы.
2. Наибольшее число феноменов связано с действием постоянных и низкочастотных переменных МП. В то же время именно этот диапазон наименее изучен в теоретическом плане. Вероятными механизмами можно считать магнитофорез компонентов и индуцирование ЭП при протекании биологических жидкостей в МП. Поскольку магнитные свойства крови изучены достаточно хорошо, то здесь можно строить соответствующие модели и проводить численные расчеты, что сделано в следующих главах диссертации.

Вторая глава посвящена изучению кинетики агрегации слабомагнитизирующихся слабозаряженных частиц в постоянном МП в приложении к клеткам крови. В §1 II главы приводится модель кинетики агрегации частиц, предложенная М. Смолуховским и анализируются особенности агрегации биологических частиц.

В § 2.2 оценивается вклад энергии магнитного взаимодействия эритроцитов в приближении сферических частиц U_{mag} в общую энергию их парного взаимодействия U_2 , состоящую из энергии молекулярного притяжения U_m и ионно-электростатического отталкивания U_1 . Хотя магнитная восприимчивость клеток крови мала ($\delta\chi \approx 10^{-6}$), вклад сил магнитодипольного взаимодействия в общий баланс сил, причастных к осуществлению агрегации клеток (тоже малых, порядка 10^{-10} н/м) может быть значимым и его следует учесть. При расчетах принимаем :

$$U_{mag} = - \frac{2m_s^2}{(h+2a_s)^3} \quad U_m = - \frac{Aa_s}{12h} \quad U_1 = \frac{1}{2} \epsilon_f a_s \sqrt{s} \ln(1+e^{-\kappa h})$$

где M_s - магнитный момент клеток, h - расстояние между их поверхностями, A - константа Гамакера, ϵ_f - диэлектрическая проницаемость среды, a_s и Ψ_s - радиус и потенциал поверхности клетки, κ^{-1} - величина, обратная к толщине двойного электрического слоя (ДЭС) клетки. Зависимости $U_\Sigma = U_m + U_i$ и $U'_\Sigma = U_\Sigma + U_{mag}$ от h представлены на рис. 1 и рис. 2 при $\kappa^{-1} = 4 \text{ \AA}$ и 8 \AA соответственно. Расчеты показали, что при нормальных физиологических параметрах крови ($\epsilon_f = 80$, $\kappa^{-1} = 8 \text{ \AA}$) наличие магнитного взаимодействия приведет к некоторому углублению потенциальной ямы ($(U_\Sigma - U'_\Sigma)/U_\Sigma = 1.02$) в случае достаточно низких констант Гамакера ($A \cong 10^{-23} \text{ Дж}$). На расстояниях $h \cong 0,5-10 \text{ мкм}$ магнитное притяжение на порядок выше



молекулярного, а электростатическое отталкивание пренебрежимо мало. Следовательно, магнитное притяжение может, наряду с молекулярным, принимать участие в агрегации на стадии сближения клеток до расстояний $h = 25 \text{ нм}$, где начинается образование агрегата. Вклад U_{mag} в агрегацию сильно зависит от электрических характеристик крови. Внешние физические воздействия, различные заболевания, длительное хранение образцов крови вызывают значительное снижение поверхностного заряда клеток крови и величины κ^{-1} . Расчеты показали, что при $\kappa^{-1} = 4 \text{ \AA}$ в некотором диапазоне h магнитное взаимодействие может вызвать переход из области отталкивания клеток ($U_\Sigma > 0$) в область притяжения ($U'_\Sigma < 0$). В диссертации обсуждаются направле-

ния модификации предложенной модели с целью учета биологической специфики взаимодействующих частиц.

В § 3 второй главы обсуждается возможность конвективной поляризации при магнитофоретическом движении частиц, связанной со смещением заряда диффузной части ДЭС потоком жидкости, обтекающей частицу. Эксперименты подтверждают, что поляризация и результирующее дипольное электрическое взаимодействие

$$U_{dd} = ((\bar{d}_1 \bar{d}_2) R^2 - 3(\bar{d}_1 R)(\bar{d}_2 R)) / R^5$$

где \bar{d}_1 и \bar{d}_2 - дипольные моменты взаимодействующих частиц, существуют уже при оседании эритроцитов в поле силы тяжести. Поскольку путем магнитофореза удается достигать значительно больших скоростей движения клеток, следует ожидать, что эти процессы будут значимыми при действии МП на суспензии. Расчеты показали, что U_{dd} клеток (в приближении центрального взаимодействия) сравнима по величине с U_{mag} и U_m в диапазоне $h=10^{-8}-10^{-5}$ м. Следовательно, дипольное притяжение клеток при магнитофорезе может влиять на динамику агрегации на стадии сближения частиц.

В § 4 второй главы проведены оценки константы коагуляции с учетом магнитного взаимодействия пары частиц. Расчеты показали, что магнитная коагуляция эритроцитов в нормальных физиологических условиях существенна в МП с напряженностью $B > 1$ Тл. Таким образом, магнитофорез, магнитное и электрическое взаимодействие клеток крови способны изменить скорость образования агрегатов эритроцитов на стадии сближения частиц. Вклад этих механизмов возрастает при различных патологиях и при длительном хранении крови (снижение κ^{-1}).

В третьей главе проведено теоретическое исследование оседания слабонамагничивающихся агрегирующих частиц в магнитном поле. Рассматривается суспензия, состоящая из несжимаемой ньютоновской жидкости (плазма крови) и взвешенных в ней намагничивающихся частиц, способных образовывать агрегаты (эритроцитов). Процесс агрегации описывался уравнением баланса численной концентрации агрегатов N в виде :

$$\frac{\partial N}{\partial t} + \operatorname{div} NV^1 = \Gamma \quad (1)$$

где V^1 - скорость движения частиц (фаза 1), Γ - скорость образования агрегатов. Использовалась континуальная модель крови¹⁾ с учетом силы, действующей на фазы со стороны МП, которую записывали в виде $\bar{F}^\alpha = \chi_\alpha \nabla H^2/2$, где $\alpha=1;2$ - номер фазы, χ_α - магнитная восприимчивость, H - напряженность магнитного поля.

В § 1 третьей главы ставится задача об оседании в тонкой длинной трубке. В силу особенностей геометрии задачи и малого размера частиц основная система уравнений значительно упрощается и принимает вид :

$$\begin{aligned} \frac{\partial C}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x}(CU^1) + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r}(rCV^1) &= 0 \\ \frac{\partial}{\partial x}[CU^1 + (1-C)U^2] + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} r [CV^1 + (1-C)V^2] &= 0 \\ C^\alpha \frac{\partial p}{\partial r} = \chi_\alpha C^\alpha \Psi_r - D(V^\alpha - V^\beta) \\ C^\alpha \frac{\partial p}{\partial x} = \chi_\alpha C^\alpha \Psi_x - D(U^\alpha - U^\beta) + \rho^\alpha g \end{aligned} \quad (2)$$

где C - объемная концентрация частиц, ρ^α - плотности фаз, U^α и V^α - продольные и радиальные скорости, p - давление, D - феноменологический коэффициент, обобщающий стоково обтекание, $\bar{\Psi} = \Psi_r \bar{e}_r + \Psi_x \bar{e}_x = \nabla H^2/2$.

Задача рассматривалась в квазиодномерном приближении и (1)-(2) осреднялись по сечению трубки. Показано, что осреднение возможно (то есть изменения концентрации частиц C в поперечном направлении малы по сравнению с изменениями в продольном направлении) если компоненты МП удовлетворяют условию :

$$\frac{\Psi_r \delta \chi}{\Psi_x \delta \chi + g \delta \rho} \ll \frac{R}{L} \quad (3)$$

1) Регирер С.А. К вопросу о континуальных моделях суспензий // Прикл. матем. и мех. -1978. -Т.42, N4. -С. 679-688.

где $\delta\chi$ и $\delta\rho$ - разности удельных намагниченностей и плотностей фаз, R и L - радиус и длина трубки.

Решение задачи при начальном однородном распределении частиц ($C = C_0$) проводилось методом характеристик. Численные расчеты показали, что магнитное оседание качественно отличается от гравитационного характером распределения агрегатов в зоне их равномерного оседания. Получено, что при оседании в МП длинного соленоида (с длиной порядка нескольких длин трубки) можно значительно (почти в 2 раза) ускорить оседание. При этом время достижения максимальной скорости оседания может служить диагностическим показателем, поскольку оно сильно зависит от изменения скорости агрегации частиц Γ и слабо - от изменений C_0 . В целях диагностики может использоваться и величина δh , равная разнице в высоте столбика чистой плазмы при гравитационном (h_g) и магнитном оседании (h_m). При этом $\delta h = h_g - h_m$ сильно зависит от изменений агрегируемости частиц, что согласуется с экспериментальными данными, приведенными в первой главе.

В §2 третьей главы рассматривается оседание слабомагнитивающихся частиц в МП, компоненты которого не удовлетворяют условию (3), что не позволяет пренебречь сближением и агрегацией частиц в поперечном направлении. Далее рассмотрен случай, когда оседание протекает с образованием области, где агрегаты равномерно распределены по сечению трубки (это происходит в поле радиальных сил, стягивающих частицы к центру). При этом также можно рассмотреть квазиодномерное приближение, осреднив (1)-(2) по области сечения трубки, занятой агрегатами. Для этого случая получена осредненная система уравнений и исследованы качественные отличия решения от случая, рассмотренного в § 3.1.

Далее в работе исследуется случай

$$CU^1 + (1-C)U^2 = \varphi_1(r) \quad CV^1 + (1-C)V^2 = \varphi_2(x) \quad (4)$$

который интересен тем, что при выполнении (4) второе уравнение (2) удовлетворяется автоматически, а точное решение двумерной задачи (аксиальные компоненты скорости) совпадает с решением квазиодномерной. Поскольку при этом система (2) становится переопределенной, получено условие совместности такой системы, кото-

рое представляет собой ограничение на компоненты МП. Анализ показал, что решение двумерной задачи совпадает с решением квазиодномерной при гравитационном оседании ($\Psi = 0$), в поле продольных сил ($\Psi_r = 0$, $\Psi_x \approx kx$) и в случае "сгребавших" радиальных сил ($\Psi_r = -br$, $\Psi_x = a-bx$).

При численных расчетах в §3.1 рассматривалось МП длинного соленоида (длиной $\geq 0, F_m$). В этом случае $\Psi_r \cong 0$, а Ψ_x - линейная функция x и вычисления значительно упрощаются. Хотя в экспериментах используются и более длинные соленоиды, рекомендовать их для клинической практики, видимо, нельзя. Однако, согласно результатам §3.2, МП более коротких соленоидов может быть не менее эффективным за счет действия Ψ_r , что подтверждается некоторыми экспериментами.

Глава 4 посвящена исследованию устойчивости оседания намагничивающихся агрегируемых частиц. Гравитационное оседание неустойчиво по отношению к малым изменениям однородного распределения частиц ¹⁾. Устойчивость таких систем носит кинетический характер, связанный с достаточно медленным нарушением устойчивости за счет агрегатообразования ²⁾. Стабилизировать систему может фактор, играющий роль возвращающей силы при малых смещениях частиц. В диссертации показано, что таким фактором может служить внешнее МП и поверхностный заряд клеток. После линеаризации системы (2) и приравнивания нуля определителя из коэффициентов при соответствующих переменных обычным путем получено условие устойчивости системы (2), которое не приводится здесь в силу своей громоздкости. Получено, что при оседании в поле аксиальныхponderомоторных сил достигается стабилизация (то есть инкремент магнитного оседания меньше, чем гравитационного) в МП $\Psi_z \in [-2b\rho g/bx; 0]$, за счет того, что МП такого вида обеспечивает достаточно медленное развитие процессов, ведущих к неустойчивости. Численные оценки показали, что в широком диапазоне констант агрегации (для оценок брали значения констант гравитационной агрегации ³⁾) время развития неус-

1) Thacker W.C., Lavelle J.W. Stability of settling of suspended sediments // Phys. Fluids. -1978. -Vol. 21. N2. -P. 291-292.

2) Дерягин Б.В. Устойчивость коллоидных систем (теоретический аспект) // Успехи химии, -1979. -Т. 48, N4. - С. 675-721.

3) Лосев Е.С. Некоторые задачи гидромеханики суспензий с переменной плотностью; приложение к крови. Дисс. ... канд. физ.-мат. наук. - М., -1984, 135с.

тойчивости при оседании в МП указанного диапазона существенно превышает характерное время оседания. Следовательно, при этом оседании в МП можно считать практически устойчивым.

На рис. 3 приведена зависимость инкремента неустойчивости ω от константы агрегации K для гравитационного оседания ($\psi_2^1=0$), оседа-

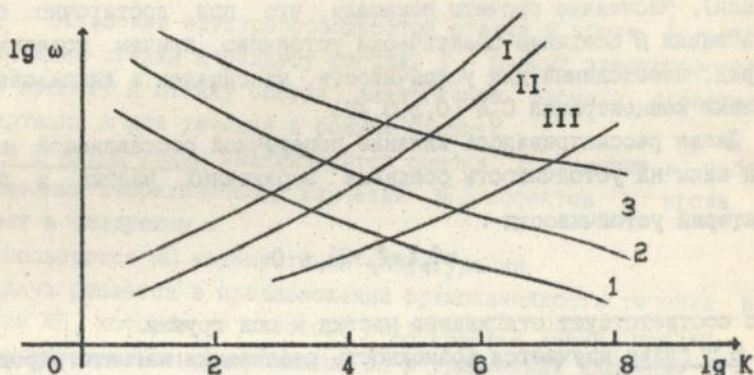


рис. 3

ния в МП $\psi_2^2 = -0,5 \cdot gbr/\delta\chi$ и в МП $\psi_2^3 = -0,9 \cdot gbr/\delta\chi$ (кривые I, II и III соответственно). Каждая из кривых 1, 2 и 3 разбивает плоскость на зоны устойчивого оседания (под соответствующей кривой) и неустойчивого (над кривой) для МП ψ_2^1 , ψ_2^2 и ψ_2^3 соответственно. Расчеты показали, что в МП можно добиться стабилизации оседания практически для всего физиологического диапазона скоростей агрегации клеток. Неустойчивость гравитационного оседания эритроцитов может стать причиной неадекватности теста РОЭ. Использование МП при этом повысит диагностическую точность теста. В нормальной крови неустойчивость на самом деле незначительна в силу наличия стабилизирующего фактора - поверхностного заряда клеток, способствующего агрегативной устойчивости суспензии¹⁾. Однако при патологиях, когда заряд существенно снижается, роль неустойчивости при диагностических исследованиях возрастает. В диссертации проведены расчеты устойчивости системы (2) с учетом наличия сил электростатического отталкивания $F_i = -\beta\psi C$, $\beta > 0$, которые в таком

1) Дерягин Б. В. Устойчивость коллоидных систем (теоретический аспект) // Успехи химии, -1979. -Т. 48, №4. - С. 675-721.

виде были получены для взаимодействия ДЭС пары частиц в слабоконцентрированной суспензии. Получен критерий устойчивости в виде :

$$\beta > \beta^*(1 + \kappa \Psi_x)^2 \quad \kappa = \delta \chi / g \delta R$$

где β^* - характерное значение β (его расчеты проведены в диссертации). Численные расчеты показали, что при достаточно больших значениях β оседание практически устойчиво, причем поверхностный заряд, необходимый для устойчивости, максимален в диапазоне умеренных концентраций $C_0 \in [0,3; 0,45]$.

Далее рассматривалось влияние поперечной составляющей магнитной силы на устойчивость оседания заряженных частиц и получен критерий устойчивости :

$$\kappa \Psi_r [\kappa \Psi_r + 2] < 0$$

что соответствует стягиванию частиц к оси трубки.

В 5 главе изучается возможность реализации магнитогидродинамических (МГД) эффектов при течении крови. В литературе, посвященной этой теме, имеется ряд работ, содержащих постановку задачи о МГД-течении крови и решение уравнений магнитной гидродинамики в применении к крови. В частности, было показано, что в сильном МП ($B > 10 \text{ Гл}$) возможно торможение потока крови в крупном сосуде (диаметр 2-3 см) на 96%, что предлагалось использовать в клинике для остановки кровотечений или усиления притока крови к сердцу. Для анализа правомерности подобных суждений в диссертации использовано известное решение задачи о течении однородной электропроводной жидкости в твердой непроводящей круглой трубе в поперечном МП¹⁾.

В § 1 пятой главы обсуждается постановка задачи при условии замыкания тока через внешнюю среду и выписаны основные расчетные формулы для оценки торможения потока и изменения давления. Для течения при заданном градиенте давления $P = \text{const}$ зависимости безразмерных скорости u , напряженности электрического поля E , вязкого трения на стенке τ , расхода через сечение Q от безразмерной поперечной координаты имеют вид :

1) Ватажин А. Б., Любимов Г. А., Регирер С. А. Магнитогидродинамические течения в каналах. - М.: Наука, -1970, 672с.

$$u = (P+E)(chM - chMz)/M^2chM$$

$$E = (McthmJ + (Mcthm - 1)P)/(1+\lambda\zeta McthmD)$$

$$\tau = (J + (1+\lambda\zeta)P)/(1+\lambda\zeta McthmD)$$

$$Q = (Mcthm - 1)(J+(1+\lambda\zeta)P)/M^2(1+\lambda\zeta McthmD)$$

где ζ - отношение электропроводностей стенки и крови, λ - отношение толщины стенки к радиусу сосуда, J - полный электрический ток через просвет и стенку сосуда. Аналогичные расчеты проведены в диссертации и для течения в режиме $Q=const$.

В § 2 пятой главы анализируются ошибки, допущенные в работах, посвященных теоретическому изучению МГД-эффектов в крови. Они состоят в следующем:

1. Используются МП недопустимой конфигурации.
2. Задача решается в предположении прямолинейности течения при задании МП, которое не способно поддерживать такое течение.
3. Пренебрежение индуцированным ЭП в уравнениях движения.

Далее в работе на основании данных физиологии анализируются возможные режимы течения в сосудах (при постоянном расходе или давлении), диапазон реализуемых в организме значений числа Гартмана $M=dV_0(\sigma/\eta)^{1/2}/c$, где d - диаметр сосуда, V_0 - величина индукции МП, σ и η - электропроводность и вязкость крови, c - скорость света. Поскольку окружающие сосуд ткани электропроводны, индуцируемые при течении токи могут замыкаться через внешнюю среду. Обсуждается возможность реализации *in vivo* в системе двух сосудов режимов МГД-генератора, нагревателя и ускорителя. Оценки показали, что в нормальных физиологических условиях в диапазоне МП $V=0,1-10$ Тл при течении в режиме МГД-генератора индуцируются электрические токи, величина которых не входит в диапазон чувствительности нервных рецепторов. Если же окружающая сосуда ткань отечна и имеет электропроводность, близкую к таковой для плазмы крови, то в электрической цепи, представляющей аналог системы аорта - полая вена уже при $V=0,1$ Тл индуцируется ток, величина которого находится в диапазоне чувствительности нервных окончаний, что может иметь значение для организма.

Затем в диссертации проведены оценки тепловыделения при протекании в режиме МГД-нагревателя. Получено, что максимальный нагрев при этом может вызвать перепад температуры $\sim 0,15^\circ$ на диаметр сосуда. Способно ли такое изменение теплопродукции стимулировать ре-

акции терморептопов, зависит от разных физиологических условий, однако здесь эксперименты подтвердили возможность локального изменения температуры в области сосудов под действием МП.

Дальнейшие оценки и сравнение их с экспериментальными данными показали, что :

1. Индуцированные при протекании крови в поперечном МП электрические поля способны вызвать электрофоретическое перераспределение клеток крови, что может стимулировать ряд процессов *in vivo* (агрегацию, тромбообразование, закупорку аневризм).
2. При протекании крови по артериальному сосуду изменение τ и E может вызвать опосредованное эндотелием ауторегуляторное изменение просвета, направленное на компенсацию изменений, вызванных изменением скорости кровотока. Таким образом "чистый" МГД-эффект может маскироваться компенсаторными реакциями организма.
3. Малые изменения τ и скорости кровотока могут привести к ряду изменений на уровне капиллярного массообмена.
4. Индуцированные электрические поля, замыкаясь через окружающие сосуд ткани, могут привести к изменению функционирования клеток (последние чувствительны к перепадам электрического потенциала $\varphi \approx 0,1$ мВ на диаметр клетки), изменениям хода биохимических реакций.

Выводы следуют из оценок по довольно грубой модели течения в реальном сосуде, однако они находятся в соответствии с имеющимися экспериментальными данными. Чтобы в нарисованной картине возможных физиологических последствий действия МП отделить результаты чисто физического воздействия от, скажем, компенсаторных реакций организма, необходима постановка качественных экспериментов *in vivo* и *in vitro* с целью точных измерений показателей гемодинамики и индуцированных токов и выявления описанных выше процессов и реакций. Физиологическая значимость этих явлений несомненна, что указывает на назревшую необходимость постановки таких экспериментов, тем более, что МП давно используются в клинике именно для нормализации и улучшения гемодинамики.

В заключении подведены итоги работы и указана возможная сфера приложений полученных результатов.

Основные результаты работы и положения, выносимые на защиту :

1. Проанализированы экспериментальные и теоретические данные по влиянию ЭМП на биологические ткани, в частности, суспензии и выделены феномены, достоверность которых подтверждается рядом независимых экспериментов. Проанализированы возможные с точки зрения механики первичные механизмы действия ЭП и МП.
2. Показано, что магнитофоретическое движение компонентов биологических суспензий и их взаимодействие во внешнем МП играет существенную роль в процессах агрегации. Приведена модель агрегации слабомагнитничающихся агрегирующих частиц в применении к крови.
3. На основании модели оседания эритроцитов крови как слабомагнитничающихся агрегирующих частиц во внешнем МП и поле силы тяжести установлено, что в МП определенной конфигурации можно добиться ускорения процесса, перераспределения клеток и смоделировать процесс оседания в условиях гипогравитации. При этом различие в характеристиках магнитного и гравитационного оседания может служить диагностическим показателем.
4. Показано, что действием внешнего МП можно стабилизировать гравитационное оседание эритроцитов.
5. На основе модели течения крови как однородной ньютоновской жидкости в сосуде как твердой непроводящей круглой трубе во внешнем МП проанализированы возможные механизмы изменений гемодинамики, наблюдавшиеся экспериментально и показано, что в основе обнаруженных феноменов могут лежать индуцированные электрические токи, которые способны замыкаться через окружающие сосуд ткани.

Основные результаты диссертации отражены в публикациях :

1. Сивакова Н. Н. Влияние магнитного поля на оседание агрегирующих слабомагнитничающихся частиц // Известия АН СССР. Мех. жидкости и газа. - 1987, №5. - С. 77-85.
2. Кизилова Н. Н. Устойчивость оседания эритроцитов крови в постоянном магнитном поле // Известия АН СССР. Мех. жидкости и газа. - 1989, №6. - С. 66-70.

3. Кизилова Н.Н. О влиянии радиального движения эритроцитов на их оседание в трубке во внешнем магнитном поле // Известия АН СССР. Мех. жидкости и газа. - 1991, №5. - С.120-129.
4. Кизилова Н.Н., Регирер С.А. Магнитогидродинамические эффекты при движении крови // Биофизика. - 1991. т.36, №1. - С.147-153.
5. Регирер С.А., Кизилова Н.Н., Логвенков С.А., Лосев Е.С., Моисеева Н.И., Штейн А.А. Анализ влияния внешних физических полей на биомеханические характеристики клеток. Отчет НИИ Механики МГУ N 4134. - 1991. - 95с.
6. Кизилова Н.Н. К вопросу об устойчивости оседания эритроцитов как намагничивающихся частиц // Междунар. матем. конф. "Ляпуновские чтения". Тез. докл. - Харьков. 1992. - С.75-77.
7. Кизилова Н.Н. К вопросу об устойчивости седиментации эритроцитов // Сб. работ аспирантов ХГУ. Естественные науки. Физико-математические науки. - Харьков : Основа. -1992. -С.139-143.

Подписано к печ. 2.04.93г. формат 60 x 84. Издана типограф.
Печать офсетная. Усл. печ. л.1. Учет. издат. л.1. Тир. 100.
Зак.424.

Тип. УВД Х/обл. ул. Малиновского № 5.

464845

AB 27.115

AB 27.115