

УДК 615.837.3

АППАРАТ ДЛЯ ФОНОЭЛЕКТРОТЕРАПИИ

Дедович Н. Н.¹, Морозова И. Л.², Романов А.Ф.¹, Улащик В.С.²

¹Институт прикладных физических проблем им. А.Н.Севченко БГУ

Республика Беларусь

²Институт физиологии НАН Беларуси

Минск, Республика Беларусь

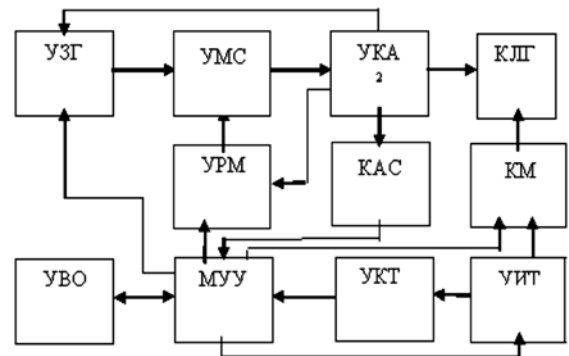
Одним из актуальных направлений развития экспериментальной и клинической физиотерапии является разработка методов и аппаратуры для одновременного (сочетанного) применения нескольких физиотерапевтических факторов. Сочетанное воздействие имеет преимущества перед их раздельным и комбинированным использованием, за счет суммирования эффектов от сочетаемых физических факторов, действующих на одни и те же физиологические системы и ряда других механизмов воздействия [1].

Ультразвуку и электрическим токам присущи ряд одинаковых терапевтических эффектов и схожее влияние на многие системы организма и важнейшие процессы жизнедеятельности, что послужило основанием для совместного (сочетанного) их применения в виде фоноэлектротерапии [2].

Для практической реализации метода фоноэлектротерапии был реализован экспериментальный образец малогабаритного аппарата, реализующего классические методы низкочастотной ультразвуковой терапии и электротерапии и их комплексное (сочетанное) применение. Аппарат обеспечивает дозированное воздействие на организм с лечебно-профилактическими целями низкочастотным ультразвуком и различными видами электрических токов, применяемых в электротерапии. Аппарат предназначен для использования в лечебно-профилактических и санаторно-курортных учреждениях для терапии нервных, хирургических, стоматологических, внутренних и других заболеваний. Исходя из этого, аппарат должен обеспечивать работу с акустическими узлами и электродами, позволяющими проводить лечебные процедуры в различных вариантах и в разных областях медицины.

Отличительная особенность реализованного технического решения заключается в стабилизации ультразвуковой мощности, непосредственно подводимой к пациенту, и тока, подаваемого через электрод к пациенту от управляемого стабилизированного источника тока. Структурная схема аппарата представлена на рисунке 1. Аппарат включает в себя: электронные блоки, осуществляющие формирование электрических сигналов, которые определяют акустическую и электрическую составляющие комплексного (сочетанного) воздействия на пациента и собственно лечебную головку, содержащую акустический

узел и электрод. Электронный блок формирования ультразвукового сигнала выдает электрические колебания синусоидальной формы заданной частоты в диапазоне частот от 10 кГц до 100 кГц для возбуждения акустического узла, а блок формирования электрического сигнала формирует ток произвольной формы с амплитудой до 80мА для воздействия электрическим током.



УЗГ – управляемый задающий генератор, УМС – усилитель мощности с согласующим устройством, МУУ – микропроцессорное устройство управления, УВО – устройство ввода и отображения режимов, УКА – блок контроля акустического контакта, КЛГ – комбинированная лечебная головка, КАС – узел контроля параметров УЗ излучения, УРМ – узел регулировки мощности, УИТ – управляемый источник тока, КМ – коммутатор, УКТ – узел контроля выходного тока

Рисунок 1 – Структурная схема аппарата:

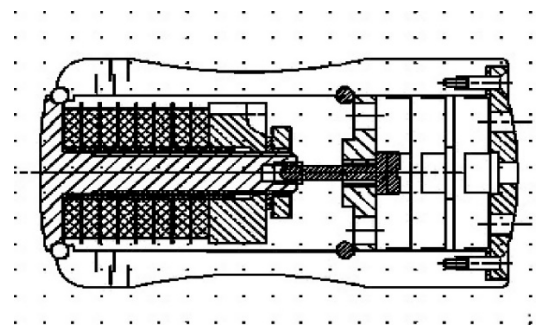


Рисунок 2 – Конструкция лечебной головки

С помощью управляемого источника тока устройство управления устанавливает режим работы при формировании выходного тока. С выхода источника тока через коммутатор сигнал в виде электрического тока произвольной формы

поступает на второй электрод и на узел контроля амплитуды тока. Величина амплитуды электрического тока, протекающего между вторым электродом и лечебной головкой с выхода узла контроля амплитуды тока поступает на устройство управления.

Отличительная особенность разработанной лечебной головки заключается в том, что конструкция головки позволяет подавать одновременно через одну и ту же контактную площадку два вида физических воздействий: ультразвуковое излучение и электрический ток. Это обеспе-

чивается гальванической развязкой контактирующей с пациентом поверхности от цепей питания аппарата. Конструкция лечебной головки представлена на рисунке 2.

1. Улащик В.С. Очерки общей физиотерапии. – Минск. – 1994.
2. Улащик В.С. Фоноэлектротерапия: обоснование метода и аппарат / В. С. Улащик, А. Ф. Романов, И. Л. Морозова, Н. Н. Дедович // Новости медико-биологических наук. – 2015. – Т.11, №2.- С.168-173.

УДК 681.2.082:531.45

ТРЕНИЕ КАЧЕНИЯ НА ШАРИКАХ С РАЗЛИЧНОЙ ШЕРОХОВАТОСТЬЮ

Джилавдари И.З.¹, Мекид С.², Ризноокая Н.Н.¹, Карпович С.К.¹

¹Белорусский национальный технический университет

Минск, Республика Беларусь

²Университет нефти и минералов короля Фадха

Дхахран, Саудовская Аравия

Одним из методов исследования физико-механических свойств поверхности материалов является измерение трения качения. Кроме того, трение качения является основным источником погрешности систем точного позиционирования, в которых трение проявляет себя на самых начальных этапах их движения и где смещение тел качения имеет размеры порядка размеров пятна контакта. В условиях малых нагрузок, смещений и скоростей сопротивление качению в весьма мало. Кроме того, при малых смещениях сопротивление качению имеет нелинейный и гистерезисный характер. Поэтому измерение момента сопротивления является важной и сложной задачей.

Ранее авторами были разработаны оригинальные средства и методики измерения моментов трения качения шариков на плоской поверхности в условиях, когда смещение шариков существенно меньше диаметра пятна контакта [1]. Принцип действия устройства основан на измерениях амплитуд свободных затухающих колебаний маятника, опирающегося двумя шариками на плоскую поверхность. Разработанные методы и методики позволяют измерять каждую амплитуду колебаний, а также время колебаний. Высокие чувствительность и точность измерений позволили установить новый физический эффект, а именно резкое уменьшение периода колебаний при уменьшении амплитуды на самых последних этапах качаний маятника. По мнению авторов этот эффект объясняется влиянием сил адгезии между поверхностями шариков и опорных поверхностей, что позволяет реализовать неразрушающий метод оценки этих сил. Эти измерения имеют абсолютный характер, т.е. сво-

дятся к измерениям амплитуд колебаний и времени – основных единиц в системе СИ.

Как недостаток разработанных средств измерений можно указать необходимость тщательной подготовки поверхностей в паре трения, в первую очередь, обеспечения их высокой чистоты поверхностей на уровне $Ra \approx 0,06$ мкм и менее.

В связи с этим авторами были проведены сравнительные измерения трения качения как с использованием гладких шариков и плоских опорных поверхностей высокой чистоты, так и с использованием заведомо шероховатых шариков с Ra 10 мкм и плоских поверхностей, имеющие гладкие полированные поверхности с Ra 0,02 мкм с заметными поверхностными локальными дефектами в виде царапин и точечных вмятин, а также «завалы», особенно заметные на краях. Измерения проводились в двух различных точках поверхности каждого образца, при этом измерения проводились трижды в каждой точке поверхности. Результаты этих трех измерений усреднялись.

На первой стадии измерений были использованы гладкие шарики Ra 0,02 мкм диаметром 10 мм, выполненные из плавленого корунда, и плоские поверхности плиток Иогансона, выполненных из стального сплава с Ra 0,0126 мкм, имеющих твердость не менее 800 единиц HV (около 62 единиц HRC). На этих же плитках измерялось трение качения корундовых шероховатых шариков с Ra 10 мкм. Результаты зависимости амплитуд колебаний маятника в обоих случаях представлены на рисунке 1.