

КОМПЛЕКСНЫЙ ТРЕНАЖЁР ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ ИНВАЛИДОВ

О.А. Верёвка, Ю.А. Розанов

Научные руководители: к.т.н., доцент *Г.А. Есьман, В.Л. Габец*
Белорусский национальный технический университет

В последнее время в связи с усилением социальной направленности политики РБ принят ряд постановлений и законов, направленных на улучшение положения инвалидов.

Для быстрой адаптации больных и инвалидов к производственной среде необходимы специальные технические приспособления-тренажёры.

Доля инвалидов с двигательными нарушениями вследствие неврологических заболеваний среди всех неврологических больных с потерей двигательных функций составляет более 50 %.

Реабилитация неврологических больных - это сложный процесс, который продолжается до тех пор, пока не достигнуто оптимально возможное восстановление нарушенных физических, интеллектуальных и психических функций.

В настоящее время восстановление двигательных нарушений у неврологических больных начинается с разработки в положении «лёжа» с помощью инструктора недостатка подвижности в основных суставах и мышцах нижних конечностей. При этом инструктор испытывает большие физические нагрузки, руками воспроизводя основные локомоторные движения поражённых конечностей больного.

После того, как больные смогут самостоятельно выполнять эти движения в положении «лёжа», начинается период восстановления двигательных нарушений с помощью ходунков и трости. Затем больному предлагают «поработать» на бегущей дорожке и велотренажёре.

Основной недостаток такой методики восстановления – отсутствие специальных тренажёров.

На кафедре «Конструирование и производство приборов» приборостроительного факультета БНТУ, совместно с НИИ медико-социальной экспертизы и реабилитации разработан комплексный тренажёр, предназначенный для сокращения сроков реабилитации инвалидов с двигательными нарушениями вследствие неврологических заболеваний с расширенными функциональными возможностями для оснащения поликлиник, специализированных стационаров.

Основу конструкции составляет электропривод и кривошипношатунный механизм, который управляет движением кареток, на которые становится человек. При этом может выполняться три различных вида нагрузки:

в положении лёжа: на кушетке движение ног, находящихся на каретках

в положении стоя: пациент, поддерживаемый подпружиненной опорой в области подмышечных впадин, выполняет упражнение, имитирующее ходьбу

в положении сидя: работа на велотренажёре.

Планируется выполнить необходимые технические и медицинские испытания, после чего подготовить и освоить серийное производство данного тренажёра.

ИССЛЕДОВАНИЕ ГИБКИХ ВОЛНОВОДНЫХ СИСТЕМ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ТРОМБОЛИЗИСА

О.В. Мацулевич

Научный руководитель – к.т.н., доцент *В.Т. Минченя*
Белорусский национальный технический университет

Одним из основных требований при проведении внутрисосудистых операций является минимальная травматизация сосудистой стенки при продвижении инструмента внутри сосуда, зависящая, в свою очередь, от гибкости инструмента. Это требование является одним из наиболее важных при разработке инструмента для проведения ультразвукового тромболизиса [1], так как волновод при продвижении его внутри сосуда может иметь изгиб в различных плоскостях на углы

свыше 50°. Это привело к необходимости создания установки для контроля жесткости гибких волноводов и для обеспечения их взаимозаменяемости.

Для определения изгибной жесткости внутрисосудистых волноводов разработана установка. Изгибная жесткость EI волновода находится из зависимости:

$$EI = \frac{F \cdot L^3}{3f},$$

где E - модуль упругости Юнга

I - момент инерции поперечного сечения

F - сила, прикладываемая к волноводу

L - длина участка волновода, который подвергается изгибу

f - максимальное расстояние, на которое изгибается волновод, $\operatorname{tg} \alpha = \frac{f}{L}$, α - угол на

который изгибается волновод.

Измерение силы, прикладываемой к волноводу, производится при угле изгиба равного 10°. Участок, на котором определяется жесткость, задается разработанным устройством создания переменного плеча. Сила при этом прикладывается к рабочей части волновода.

Для определения силы, деформирующей стержень на заданную величину, разработан преобразователь, состоящий из упругого элемента [2], воспринимающего силу реакции деформированного волновода, и бесконтактного датчика перемещения [3], регистрирующего деформацию упругого элемента.

По результатам проведенных экспериментальных исследований установлена рациональная форма гибкого внутрисосудистого волновода.

Литература

1. А.Г. Мрочек, И.Э. Адзериho, В.Т. Минченя. Ультразвуковая аппаратура для разрушения тромбов в артериальных сосудах. Рефераты докладов международной научно-технической конференции «Наука – образованию, производству, экономике». Мн., 2003, Т. 1.

2. С.Д. Пономарев, Л.Е. Андреева. Расчет упругих элементов машин и приборов. М., 1980.

3. А.В. Федотов. Расчет и проектирование индуктивных измерительных устройств. М., 1979.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ДИНАМИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ ПРИ ВИБРАЦИОННОЙ ОБРАБОТКЕ

Ю.А. Моисеенко

Научный руководитель – к.т.н. *В.П. Луговой*
Белорусский национальный технический университет

В работе рассматривается математическая модель двух- и трехмассовой системы, имитирующая процесс динамики при вибрационной обработке деталей. Математическая модель позволяет рассматривать различные варианты вибрационного воздействия на систему с целью анализа динамических процессов, протекающих в системе. Параметрами вариации служат массы составляющих системы, коэффициенты жесткости и демпфирования.

Использование методов графической интерпретации на ЭВМ позволяет визуально оценить вибрационные явления в такой системе и управлять динамическими процессами путем последовательного изменения одного из параметров. Рассматриваемая система может иметь прикладной характер к процессам доводки-шлифовки деталей на одном инструменте или между двумя инструментами.

Предлагаемая работа позволяет использовать данный метод при анализе динамических процессов, протекающих и в других многомассовых системах машин.