

В нашем случае критерий Фурье F_0 , теплообменный выражается формулой

$$F_0 = \alpha t / R^2 \quad (2)$$

Он определяет связь между скоростью изменения температурного поля в твердом теле, физическими его характеристиками и размерами.

Другой равноценный критерий, полученный в данной работе - $K_{ж}$ [3]. Это критерий жесткости, который отражает физическое состояние древесины в любой момент времени и характеризует степень сопротивления древесины тепловому воздействию. Жесткость – обобщенный показатель физико-механических свойств древесины.

Приравнивая эти критерии можно определить коэффициент температуропроводности $\alpha, \text{м}^2/\text{ч}$. из выражения

$$\alpha = \frac{s \cdot R^2}{t \cdot g} \quad (3)$$

Благодаря введению нового понятия безразмерной величины жесткости и на основании проведенных исследований на древесине лиственницы, березы, ясеня составлены режимы гидротермической обработки брусьев, ванчесов в насыщенном паре при температуре 100°C для 12 пород древесины.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ:

1. Б.С. Чудинов. Теория тепловой обработки древесины. - Наука. - М. - 1968. - 225 с.
2. В.Н. Вольский. Взаимосвязь показателей чистой древесины. Архангельский АГТУ. 2006.
3. Комиссаров А.П., Памфилов Е.А., Тракало Ю.И., Левинский Ю.Б. Объемная твердость как фактор регулирования процессов обработки древесины. «Лесной вестник», МГУЛ., 2007. - №8. - С. 164-187.

ЛАЗЕРНОЕ ЛЕГИРОВАНИЕ ПОВЕРХНОСТИ ТИТАНА МАРГАНЦЕМ

Морозова Е.А., Муратов В.С.

*Самарский государственный технический университет,
Самара, Россия*

Формирование ванны расплава при лазерном легировании титана марганцем наблюдается при малой мощности воздействия $P=220$ Вт (диаметр пятна пучка лазерного луча 2,5 мм). Скорость лазерного источника изменялась в диапазоне 0,5–1,66 мм/с.

Профиль изменения микротвердости поперек полосы упрочнения при рассматриваемых скоростях показывает, что провалов значений микро-

твердости в центральной области расплава не наблюдается. Увеличение значений микротвердости при каждой рассматриваемой скорости по всей ширине дорожки происходит примерно на одну и ту же величину и достигает 8000–8200 МПа при $V_{л}=1,66$ мм/с и 7400–7600 МПа при $V_{л}=0,5$ мм/с.

Увеличение микротвердости поверхностного слоя при различных скоростях лазерной обработки подтверждается результатами рентгеноструктурного анализа: наличием b-фазы, интерметаллидов (Mn_{1-2}Ti)d; (MnTi)T; g- Mn_{1-2}Ti ; (MnTi)8H, насыщением поверхности азотом. Наблюдаемый рост микротвердости на небольшую величину по сравнению с другими легирующими элементами объясняется образованием a^2 -фазы, снижающей прочностные характеристики. "Расщепление" интерференционных линий (01.0), (01.1), (01.2) a-фазы титана и появление линий со структурой a^2 -фазы наблюдается при всех рассматриваемых режимах.

Проведено сравнение интенсивностей линий интерметаллидов и нитрида титана при покрытии марганцем для различных скоростей перемещения лазерного луча. Отмечено возрастание интенсивностей линий указанных интерметаллидов при $V_{л}=1,66$ мм/с, что обусловлено повышением степени насыщения титановой матрицы легирующим элементом. Но при скорости $V_{л}=0,5$ мм/с, соответствующей большему времени нагрева, наблюдаются увеличение обогащения поверхности нитридом титана TiN, о чем свидетельствует возрастание интенсивностей его линий (111) и (200).

Результаты металлографического анализа иллюстрируют, что при ЛПЛ титана марганцем образуются достаточно однородные структуры для рассматриваемых скоростей. При увеличении скорости лазерной обработки до 1,66 мм/с получаемая структура ванны расплава имеет более мелкодисперсный состав с высокими значениями микротвердости.

СТРУКТУРА И АЛГОРИТМЫ ПРОТОКОЛА ПЕРЕДАЧИ СИГНАЛОВ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ В ИГРОВОМ МОДУЛЕ «XONIX»

Сурушкин М.А., Пятакович Ф.А.

*Белгородский государственный университет,
Белгород, Россия.*

Актуальность исследования. Снижение уровня здоровья людей связано напрямую с социальной напряженностью современного общества. Среди многих причин находит свое место и неумение конкретного человека снимать избыточное нервно-психическое напряжение, возникающее вследствие повышенного ритма активности и перегрузок в работе. Одним из путей решения этой

проблема является внедрение в практику проведения профилактических мероприятий технологий, связанных с методами компьютерного биоуправления. Компьютерные игровые тренажеры, например, позволяют человеку осуществлять обучение управлению биологическими параметрами собственного организма, а, следовательно, приобретать навыки контроля физического и психического состояния.

Для оптимизации биоуправляемого игрового тренинга [1] необходимо руководствоваться фундаментальными хронобиологическими принципами, позволяющими использовать мультипараметрические сигналы управления в качестве сигналов биологической обратной связи [2,3].

Настоящее исследование выполнено в соответствии с планами проблемной комиссии по хронобиологии и хрономедицине РАМН, и с одним из основных научных направлений «БелГУ»: «Разработка универсальных методологических приемов хронодиагностики и биоуправления на основе биоциклических моделей и алгоритмов с использованием параметров биологической обратной связи», а также при поддержке проекта РНП.2.2.3.3/4307 «Разработка структур трехуровневых биотехнических систем, предназначенных для виртуального игрового тренинга, включающих видимое фоновое и фиксирующее изображения, а также субсенсорные дискретные световые сигналы», аналитической ведомственной целевой программы «Развитие научного потенциала высшей школы (2009-2010 годы)».

Результаты исследования. Нами был разработан метод игрового тренинга, который базируется на методах хронобиологии. Игровой модуль «Хорix» с мультипараметрической обратной связью представляет собой биотехническую систему, состоящую из соответствующего аппаратного и программного обеспечения. Программный модуль включает датчики пульса, дыхания, аркадный игровой сюжет и подпрограмму обратной связи, получающую и обрабатывающую сигнал с входа звуковой платы и меняющую условия игровой среды в зависимости от значения амплитуды полученного сигнала. Звуковая карта в игровом модуле используется в качестве аналогово-цифрового преобразователя.

Сигнал с датчика пульса поступает сначала на вход формирователя, после чего этот сигнал запускает схему одновибратора и в последующем поступает на интегратор. Поскольку в модуле применены ключи, управляемые импульсами отрицательной полярности, предусмотрены два инвертора [4].

Таким образом, напряжение на элементе хранения пропорционально времени между двумя смежными импульсами и, следовательно, измерив

его значение в точке расположения этого элемента, можно определить межпульсовый интервал в каждый момент времени.

В качестве датчика дыхания использован герконовый переключатель, встроенный в нагрудную манжету. В момент выдоха герконовый ключ разомкнут и на вход №1 смесителя сигнал не поступает. В этом случае его выходное напряжение равно напряжению на элементе хранения и находится в интервале от 1 до 2,5 вольт. При вдохе грудная клетка наполняется воздухом, что приводит к уменьшению расстояния между переключателем и магнитом. При приближении к магниту герконовый ключ замыкается и подает напряжение на вход №1 смесителя. Сигналы на входах №1 и №2 смешиваются, и разброс амплитуды выходного напряжения уменьшается до пределов от 0,333 до 0,833 вольт.

Выходной сигнал системы датчиков, амплитуда которого содержит в себе информацию о межпульсовом интервале и положении грудной клетки, соответствующем вдоху или выдоху, подается на вход схемы сопряжения датчиков с компьютером.

Резистивный делитель используется для уменьшения максимального предела уровня выходного сигнала со смесителя системы датчиков до уровня 1,25 вольт. Включение этих блоков в структуру схемы сопряжения обусловлено необходимостью защиты линейного входа звуковой платы от сгорания из-за превышения допустимого уровня амплитуды напряжения (1,5 - 2 В). Резистивные блоки схемы сопряжения подбираются так, чтобы для их сопротивлений R_1 и R_2 выполнялось равенство:

$$\frac{R_2}{R_1 + R_2} = 0,5 \quad (\text{например, } 10 \text{ КОм и } 10 \text{ КОм}).$$

Таким образом, амплитуда выходного сигнала схемы сопряжения равна половине значения амплитуды на выходе системы датчиков.

Особенностью работы линейного входа звуковой карты является возможность обработки только сигналов в виде волновых колебаний подобной звуку. Такое ограничение заставляет модулировать сигнал, поступающий с выхода резистивного делителя, представляя его в виде волн с произвольной частотой (экспериментально установлено, что наиболее подходящая частота - 3 Гц) и определенной датчиками амплитудой. Формирование колебаний реализуется при помощи задающего генератора, который изменяет частотную составляющую выходного сигнала через смеситель схемы сопряжения.

Источник образцового (эталонного) напряжения используется для калибровки звуковой карты. В качестве эталонного напряжения подается мак-

симально возможная амплитуда выходного сигнала схемы сопряжения $U_{\max}=1,25$ вольт. Это напряжение применяется для установки такого уровня громкости на регуляторе (микшере) линейного входа, при котором данная амплитуда, а следовательно и меньшие значения будут приниматься без искажений - все звуковые карты имеют предельное значение уровня приема внешнего сигнала и в случае превышения этого уровня происходит отсечение всех точек, по модулю превосходящих это значение. В качестве источника напряжения используется блок питания с постоянным током с уровнем 1,25 вольт.

Ключ позволяет переключать режим работы схемы сопряжения. Первый режим необходим для калибровки звуковой карты и включается обычно один раз для каждого компьютера до начала игрового тренинга. При включении этого режима вместо изменяющегося во времени выходного сигнала системы датчиков на смеситель поступает постоянный сигнал с эталонным напряжением. Задающий генератор изменяет частотную составляющую этого сигнала, после чего он поступает на вход звуковой карты. Полная настройка карты занимает не более двух минут, после чего схему можно переключать во второй режим работы, при котором уже происходит прием биологической информации. Таким образом, ключ, выполненный в виде обычного переключателя, служит для выбора источника сигнала для подачи на смеситель.

Подпрограмма обратной связи, содержащаяся в игровом модуле «Xopix», при помощи встроенных функций по работе с мультимедийной информацией в Borland Delphi 7.0 снимает показания пиковых значений амплитуды (U_d) волнового сигнала с линейного входа звуковой карты.

Для корректной работы подпрограммы необходимо сначала произвести ее настройку, которая заключается во включении линейного входа и установке уровней громкостей на регуляторах, о которых упоминалось выше, а также определение коэффициента пропорциональности между образцовым входным аналоговым stU_a и преобразованным цифровым сигналом U_d :

$$kf = \frac{stU_a}{U_d}, \quad [1]$$

Как указывалось ранее, в качестве образцового сигнала выбрана максимальная амплитуда, т.е. $stU_a=U_{\max}=1,25$. Для подачи этой амплитуды на вход карты необходимо включить на схеме сопряжения режим «Настройка» с помощью соответствующего переключателя. Выполнение такой настройки необходимо только один раз для каждого компьютера в случае, если установки микшера входа звуковой карты не будут изменены вручную; в противном случае настройку необходимо

проводить повторно. Найденное значение коэффициента kf используется в дальнейшем для определения фактической амплитуды сигнала U_a с биологической информацией, поступившего от системы датчиков (формула [2]). Для получения этого сигнала необходимо включить на схеме сопряжения режим «Прием».

$$U_a = kf \cdot U_d, \quad [2]$$

Считывание значения амплитуды U_d осуществляется циклично с минимально возможным периодом – 1 мс, в специально организованном потоке, который работает непрерывно до закрытия программы. С целью сглаживания иногда появляющихся помех (произвольных или произвольных движений человека), влияющих на амплитуду сигнала, за управляющее значение напряжения принимается среднее арифметическое значение чисел, полученных потоком за период 3 секунды.

Полученное числовое значение раскладывается на две составляющие. Во-первых, в зависимости от того, в какой диапазон амплитуд попадает сигнал, поступивший на вход компьютера, переменной-флагу дыхания присваивается одно из двух возможных значений: если амплитуда находится в диапазоне от 0,5 до 1,25 вольт, то флаг становится равным 0 (выдох), диапазону от 0,167 до 0,417 вольт соответствует 1 (вдох). Во-вторых, каждому значению амплитуды соответствует определенный межпульсовый интервал RR .

Для увеличения точности перевода значение амплитуды при вдохе умножается на 3 и округляется с точностью до пяти тысячных.

На основании полученного значения межпульсового интервала вычисляется текущая частота пульса:

$$P = \frac{60000 \cdot \bar{n}}{RR}, \quad [3]$$

Частота пульса и флаг, определяющий вдох и выдох, отображаются на экране в окне игрового модуля, что дает возможность обучаемому человеку следить за собственными электрофизиологическими показателями.

В течение сеанса игрового тренинга также непрерывно вычисляется соотношение показателей сердечного ритма и дыхания:

$$T = \frac{P \cdot t_{\text{д.ц.}} \cdot \bar{\delta.д.}}{60}, \quad [4]$$

где T - количество сердечных импульсов, приходящихся на один дыхательный цикл; P - частота пульса (в ударах в минуту); $t_{\text{д.ц.}}$ - продолжительность одного дыхательного цикла (в секундах).

За начало дыхательного цикла принимается первая появившаяся на входе единица-1 (вдох). В

этот момент переменной $t_{\text{дых.ц}}$ присваивается значение ноль – 0 (начало отсчета) и при помощи постоянно работающего с периодом 100 мс таймера начинается отсчет времени: после каждого срабатывания таймера значение $t_{\text{дых.ц}}$ увеличивается на 0,1 с. В конце цикла, который определяется следующей единицей, поступившей на вход компьютера, после изменения предыдущей единицы на 0 (выдох), вычисленная величина $t_{\text{дых.ц}}$ и последнее полученное с входа компьютера значение частоты пульса P подставляются в формулу [4] для нахождения показателя T .

Выводы:

1. Разработан биоуправляемый игровой модуль «Хопіх», основанный на использовании мультипараметрических сигналов управления, в качестве которых реализованы частота пульса, дыхания и их отношение.

2. Предложенный метод мультипараметрического игрового биоуправления позволяет получать информацию о текущем функциональном состоянии человека в режиме on-line, сообщать пациен-

ту посредством игрового сюжета об отклонениях в значениях показателей, а также мотивировать его на их коррекцию, меняющую функциональное состояние игрока.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ:

1. Великохатный Р.И. Игровое биоуправление (история и современное состояние) / Р.И. Великохатный, О.А. Джафарова, О.Г. Донская и др. // Бюллетень СО РАМН, №1, 1999, с. 23-29.

2. Макконен К.Ф. Модели и алгоритмы биоуправления в информационной системе игрового автомобильного тренинга /К.Ф. Макконен, Ф.А. Пятакович // Системный анализ и управление в биомедицинских системах: журнал практической и теоретической биологии и медицины. – М., 2008. - Т.7. № 1. – С. 177-181.

3. Сурушкин М.А. Мультипараметрический биоуправляемый игровой модуль «Хопіх»./ М.А. Сурушкин, Ф.А. Пятакович // Аллергология и иммунология.-Т.9,№1.-2008.-С.145.

4. Ефремов В., Нисневич М. Измеритель частоты пульса // Радио, №4, 1986, с. 41-44.