

Полученные при моделировании градиенты распределения температур показали, что нагрев передней стенки стойки происходит более интенсивно, самым мощным источником тепловыделения является передняя опора шпинделя. Уже через час поле начала работы температура поверхности стойки у передней опоры достигает $26,4^{\circ}\text{C}$, при наступлении теплового баланса – $29,9^{\circ}\text{C}$.

Максимальное линейное смещение передней опоры при стабилизации тепловых деформаций составило $\Delta Y_{max} = 28,1$ мкм. Смещение опор шпинделя вдоль оси X отсутствует, т.к. стойка обладает тепловой симметрией относительно плоскости YOZ , совпадающей с геометрической плоскостью симметрии, проходящей через центры отверстий опор шпинделя.



Рис. 2. Деформированная модель стойки

ЛИТЕРАТУРА

1. Горбунов, В. П. Анализ тепловых деформаций стойки многоцелевого станка с числовым программным управлением / В. П. Горбунов, Д. В. Омесь // Вестник Брестского государственного технического университета. – Брест, 2010. – №4(64): Машиностроение. – С. 36 – 39.
2. Проектирование металлорежущих станков и станочных систем: справочник-учебник. В 3-х т. Т. I: Проектирование станков / А. С. Проников, О. И. Аверьянов, Ю. С. Аполлонов; под общ. ред. А. С. Проникова. – М. : Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 1994. – 444 с.
3. Резников, А. Н. Тепловые процессы в технологических системах: Учебник для вузов по специальностям «Технология машиностроения» и «Металлорежущие станки и инструменты» / А. Н. Резников, Л. А. Резников. – М. : Машиностроение, 1990. – 288 с.

УДК 616 616.3:612.12-005:615.22:616.379-008.64

МОДЕЛИРОВАНИЕ МИКРОДИНАМИКИ ОПОРНОГО АППАРАТА

В. М. Завальнюк, А. Г. Капсаров, В. Н. Шумилов

Белорусский государственный технологический университет, Минск

В пределах математического моделирования микросмещений опорного аппарата скелетных мышц рассмотрены микроколебания опорного аппарата. Показано, что в регионе капилляр, артериола – капиллярная

сеть – венула, микровибрации препятствуют развитию сладжа (расслоения) кровотока, что по состоянию кровотока позволяет количественно дозировать физическую нагрузку при ходьбе и ручной работе.

Исследования микрокапиллярных течений в регионе артериола – капиллярная сеть показали, что стресс, травма и малоподвижность могут быть ответственны за возникновение феномена «сладжа» («sludge – тина, ил) – расслоения кровотока [1]. В этой связи, очевидна необходимость слияния методов традиционной медицины, сложившейся в условиях массового применения ручного труда, и научной медицины. Возрастает и становится ядром двигательной профилактики здравосозидание по Н. И. Аринчину – учение, органично сочетающееся, как с феноменом разгрузочно-диетической терапии (РДТ), так и с многовековыми традициями массового оздоровления при творении поста и «чистого поста» [1 – 3].

Однако, проведенные Н. И. Аринчиным исследования внутримышечного периферического сердца на скелетных мышцах, предполагали динамическую инертность костной ткани опорного механизма [3].

Целью настоящей статьи является расширение модельных представлений динамики жёстких трубчатых элементов на *наноразмерные собственные* колебания жестких элементов опорного аппарата, влияющих на микроциркуляцию кровотока.

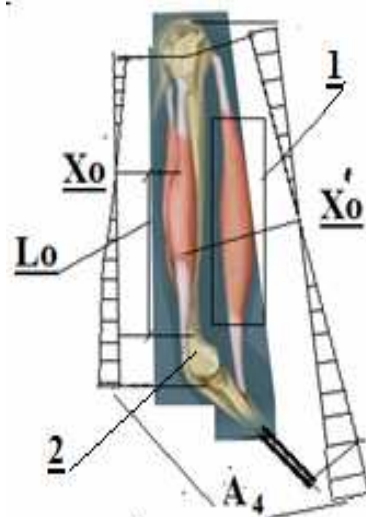
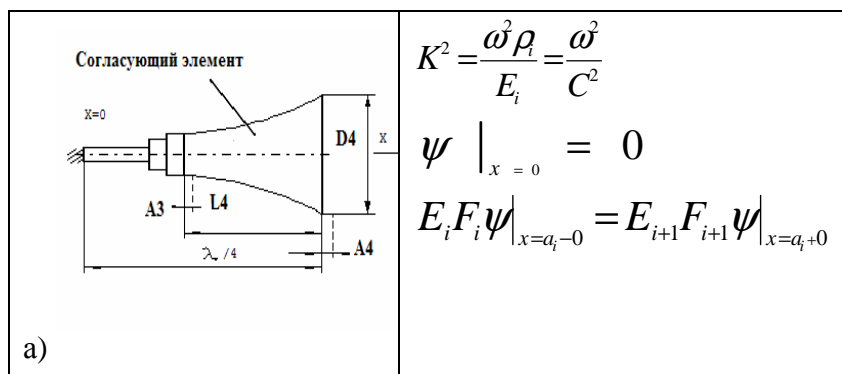
Возбуждение малых амплитуд резонансных колебаний твёрдых тел ручным натиранием известно уже более 200 лет из работ Релея и Хладни. Это позволило применить известное уравнение (1) для половины (полуволны) продольно колеблющегося стержня с гладким оголовком (рис. 1), в качестве аналога трубчатой кости плотностью ρ (12000 Н/м³), скоростью звука в ней – C (1,5 – 2000 м/с), модулем Юнга E (2×10^{10} н/м²) и площадью поперечного сечения F (5 – 100) 10^{-6} м²:

$$\rho_i F_i \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = \frac{\partial}{\partial x} \left(E_i F_i \frac{\partial u}{\partial x} \right), \quad (1)$$

где t и u – время и смещение в текущем сечении образца площадью F_i , закреплённого в X_0 («заделке» стержня).

После преобразований [4, 5] для условий, приведенных на рисунке 1, нами получено уравнение (2):

$$L_1 = \left(\frac{4A_4}{nd_3^2 \frac{l_4}{2P}} - 2A_3 tg K_4 l_4 \right) \frac{1}{\Omega(1 - tg K_4 l_4)}, \quad (2)$$



Согласно (2): Ω – константа; при A_3 и $A_4 \rightarrow 0$, для прямолинейного участка от X_0 , по формуле (2), L_1 монотонно $\rightarrow 0$ при частоте ω (200 – 2000 Гц).

б)

Рис. 1. а) схема расчёта и граничные условия модели полуволны; б) физическая модель:
1 – участок 1, L_0 , соответственно, мышечное волокно и участок малого диаметра;
2 – суставное расширение, участок L_4

Упругие микродеформации в диапазоне мощности человека (0, 01 – 3 кВт) на собственной частоте 100 – 1000 Гц при амплитуде порядка $A_4 = 2 \cdot 10^{-6}$ м колеблющейся (до 400 и более Гц мышцы, с усилиями до $1,5 \cdot 10^4$ Н) [3], и от цикла низкочастотной накачки от реакции опоры. Специфика же высокочастотного микродеформирующего воздействия на кровоток через внешнюю границу капилляра (венулы), связана с периодическим микроизменением профиля и радиуса капилляра R . Это явление удовлетворяет эффекту Сегре – Сильберберга [8, 9] в том, что при установившемся течении в канале, эритроциты мигрируют от *колеблющейся в нашем случае* стенки с максимумом концентрации между осью и стенкой канала. При этом вязкость крови становится функционалом от среднего радиуса струи кровотока R , градиента давления P и объёмного расхода Q , изученного Н. И Аринчиным.

Показано, что микроколебания опорного аппарата способствуют микроциркуляции компонентов крови в регионе капилляр, артериола – капиллярная сеть – вена, что принципиально позволяет количественно дозировать физическую нагрузку на опорные поверхности суставов и связок.

ЛИТЕРАТУРА

1. Саногенез (О науке и практике врачевания) / под ред. А. Н. Кокосова. – СПб. : ЭЛБИ-СПБ, 2009.
2. Уголев, А. М. Теория адекватного питания и трофология / А. М. Уголев. – Л. : Наука, 1991. – 272 с.

3. Аринчин, Н. И. Внутримышечное периферическое сердце / Н. И. Аринчин, Г. Д. Недвецкая. – Минск : Наука и техника, 1974.
4. Dovgyallo, I. Criteria of fatigue strength of materials in complex stress states in asymmetrical cycles of stress in a wide range of frequencies / I. Dovgyallo, S. Makarevich, A. Kapsarov // Greep and Complied Processes Publishers Bial Tech Univ. – 1996. – P. 147 – 152.
5. Dovgyallo, I. The influence of frequency of longitudinal vibrations on fatigue characteristics of 10 and 40X steels at hydraulic loading / I. Dovgyallo, S. Makarevich, A. Kapsarov // Greep and Coupled Processes, IV th international symposium, Bialystok, Poland, September 24 – 26, 1992. – P. 53 – 56.
6. Segre, O. Radial particle displacements in Poiseuille flow / O. Segre, A. Silberberg. – Nature, 1961. – P. 209 – 210.
7. Segre, O. Behaviour of macroscopic rigid spheres in Poiseuille flow / O. Segre, A. Silberberg. – J. Fluid Mech., 1962. – V. 14. – N 1. – P. 115 – 135.

УДК 681.5

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОГО ИНТЕГРАЛЬНО-ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОГО РЕГУЛЯТОРА В СИСТЕМЕ УПРАВЛЕНИЯ ПОРОШКОВОЙ ЭЛЕКТРОКОНТАКТНОЙ НАПЛАВКОЙ

О. О. Кузнечик, В. В. Ткаченко, В. В. Шуляк, С. Л. Канделинский
Объединенный институт проблем информатики НАН Беларуси,
Минск

Приведены функциональные схемы ПИД-регуляторов и систем адаптивного управления, которые могут быть использовать в процессах порошковой электроконтактной наплавки для стабилизации технологических режимов.

Пропорциональные интегрально-дифференциальные регуляторы (в дальнейшем – ПИД-регуляторы) используются в цепи обратной связи систем автоматического управления для формирования управляющего сигнала. Формирование такого управляющего сигнала происходит с учетом суммирования трёх слагаемых (рис. 1), первое из которых пропорционально входному сигналу, второе – является интегральной, а третье – производной составляющими от этого входного сигнала.

Согласно функциональной схеме на рисунке 1, выходной сигнал $u(t)$ для аналоговых ПИД-регуляторов будет определяться сложением трех детерминированных слагаемыми:

$$u(t) = P + I + D = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(\tau) + d\tau + K_d \frac{de}{dt}, \quad (1)$$