

**УДК 3311470**

**ИССЛЕДОВАНИЕ ЗАВИСИМОСТИ ДЕФОРМАЦИИ И  
ЖЕСТКОСТИ ПРОТЕЗНО-ОРТОПЕДИЧЕСКИХ ИЗДЕЛИЙ В СРЕДЕ  
ПРОГРАММИРОВАНИЯ ВИРТУАЛЬНЫХ МОДЕЛЕЙ LABVIEW И  
СГИБАНИЯ В ЛОКТЕВОМ УЗЛЕ**

Петруха Н.Р., студент; Рожко Ж.А., ст. преподаватель  
Херсонский национальный технический университет

**UDC 3311470**

**RESEARCH OF DEPENDENCE DEFORMATION AND RIGIDITY OF  
PROSTHETIC AND ORTHOPEDIC PRODUCTS IN THE PROGRAMMING  
ENVIROMENT OF THE VIRTUAL LABVIEW MODELS AND BENDING IN  
THE ELBOW KNOT**

Petrukha N.R., student; Rozhko J.A., senior lecturer  
Kherson national technical university

*В работе проведено теоретическое исследование зависимости деформации и жесткости от угла сгибания в локтевом узле. С помощью среды программирования виртуальных моделей, были выведены формулы расчета деформации и жесткости конструкции с целью установления сравнительного качественной картины компоновок механизмов по выбору рациональной схемы расположения конструкции относительно оси координат и значения угла сгибания в локтевом узле, при которых жесткость имеет максимальную величину.*

*Ключевые слова: протезно- ортопедические изделия, культя, жесткость, деформация .*

*In this work the theoretical study of deformation and stiffness depending on the angle of flexion at the elbow site. With the programming environment of virtual models were derived formula for calculating deformation and stiffness design in*

*order to establish the relative quality picture layouts mechanisms of the rational layout of the design with respect to the axes and the angle of elbow flexion node at which the stiffness has a maximum value.*

*Keywords: prosthetic and orthopedic products, stump, rigidity, deformation.*

**Введение.** Протезно - ортопедические изделия - технические средства для лечения больных с заболеваниями и деформациями опорно-двигательного аппарата, черепа, грудной или брюшной стенки, органов слуха и зрения, а также для возмещения косметических и функциональных дефектов различных областей и органов человека.

В результате пользования протезом (особенно нижних конечностей) могут развиваться болезни культи. Их профилактика заключается в хорошей подгонке приятной полости к культе, правильной сборке протеза, регулярного и тщательного ухода за культей и протезом. Поэтому, ортопедическая продукция и изделия должны обладать определенным набором характеристик. Однако для обеспечения качественных показателей ортопедических изделий необходимо на ранних стадиях проектирования исследовать их динамические характеристики, а также найти пути их повышения [1, 2] . Важно исследовать их статическую и динамическую жесткость, упругие и температурные деформации, упруго демпфирующие свойства, которые в дальнейшем будут обеспечивать необходимый результат работы.

**Объект исследования и работы.** В данной работе с помощью среды программирования виртуальных моделей LabView, было проведено математическое моделирование и выведены формулы расчета деформации и жесткости конструкции протезно-ортопедического изделия с целью установления сравнительной качественной картины компоновок изделия, при которых жесткость имеет максимальную величину.

**Основная часть.** Основой протезно-ортопедического аппарата, независимо от их вида, является металлический каркас из продольных шин с обеих сторон изделия, соединенных между собой шарнирами. Для прочности

шины соединяются по задней поверхности аппарата металлическими поперечными полукольцами. Шины аппарата крепятся к кожаным гильзам бедра, голени и башмачка для стопы. На гильзах есть шнуровка для укрепления изделия на ноге. При необходимости исключения движений в суставах нижней конечности при ходьбе до коленных или тазобедренных шарниров добавляются замки, которые можно открывать для удобства, когда больной садится. При переходе в вертикальное положение шарниры автоматически запираются за счет специальных приспособлений с резиновыми или пружинными тягами.

Протезное или ортопедическое устройство должно быть прочным и выдерживать нагрузки, возникающие при его применении лицами с ампутированными конечностями или другими физическими недостатками, способом, предназначенным производителем для такого устройства и установленным в инструкции по применению .

Испытания протезных устройств заключаются в определении предельных нагрузок и допустимых геометрических параметров протезов для обеспечения безопасных для инвалидов прочностных характеристик.

Статические испытания на растяжение образцов протезных устройств верхних конечностей проводят при любом сочетании узлов, установленных в состоянии полного раскрытия. Статические и циклические испытания на изгиб в направлении вниз -вверх проводят для образцов протезных устройств верхних конечностей, включающие локтевой и/или плечевой узел с замком или другими средствами сохранения угла сгибания/разгибания и аддукции/абдукции, позволяющие установку:

- плечевого узла в нейтральное положение сгибания/разгибания и аддукции/абдукции ;
- локтевого узла в положение сгибания под прямым углом к продольной оси узла плеча.[3]

На рис.1 показаны крайние положения конструкции, когда значение угла равно  $0^\circ$  и  $180^\circ$ . А также схема, когда угол принимает значения от  $1^\circ$  - $179^\circ$ . При этом на конструкции действует сила  $P$ , имеющая постоянную величину. Были

выведены формулы расчета деформации и жесткости конструкции и в среде программирования виртуальных моделей LabView было построено функциональную блок-схему математической модели (рис.2).

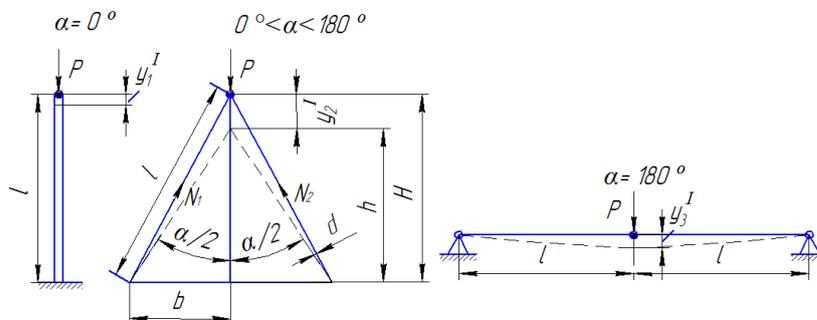


Рис.1. Схема протеза, перемещение которого происходит вдоль оси X

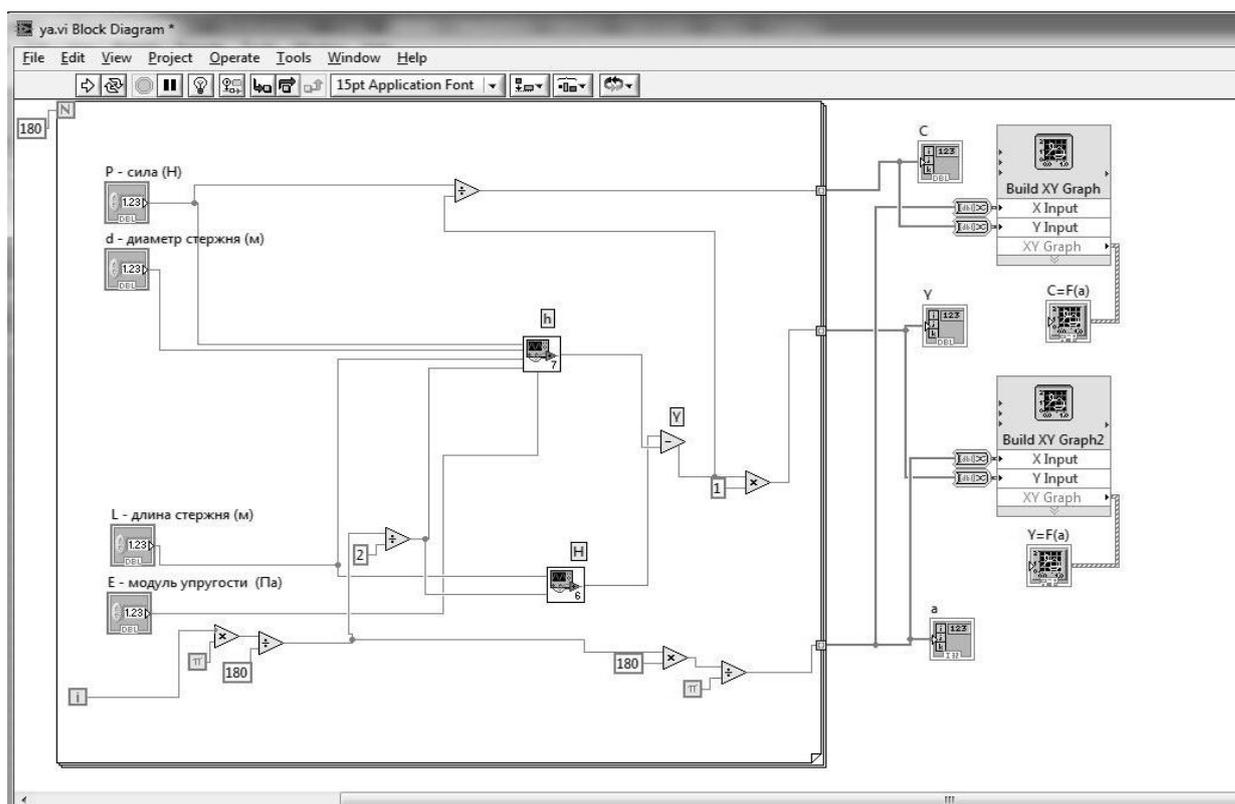


Рис.2. Функциональная блок-схема математической модели

На рис.3. представлены результаты, в виде двух графиков зависимости, деформации и жесткости от угла сгибания в локтевом узле. Как видно из

графиков, при увеличении угла  $\alpha$ , величина деформации конструкции возрастает, а величина жесткости уменьшается.

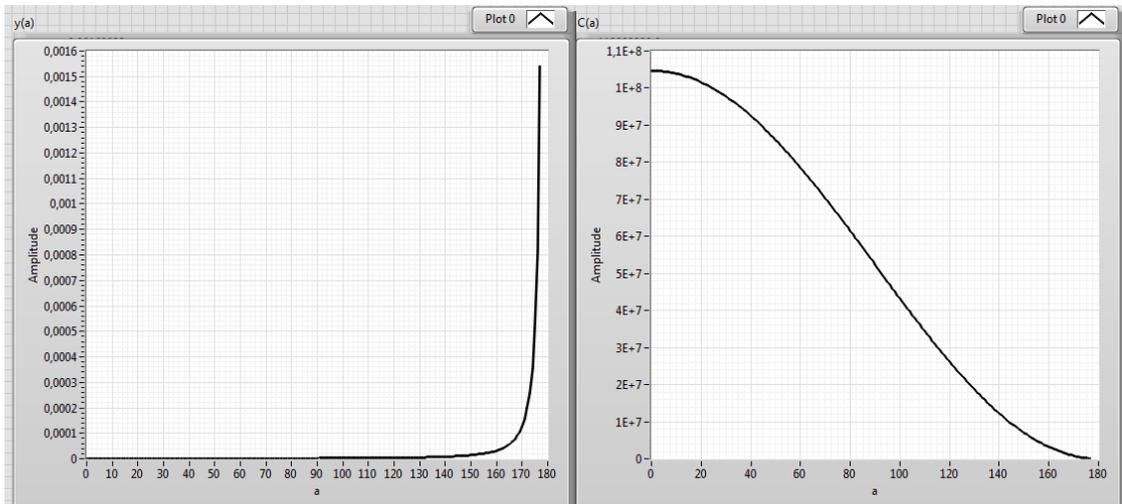


Рис.3. Графики зависимости деформации и жесткости от угла сгибания в локтевом узле (см. рис.1)

На рис.4 показан второй вариант конструкции, где перемещение которой происходит вдоль оси  $Z$ . При нагрузке конструкции силой  $P$ , в случае когда угол  $\alpha = 1^\circ - 179^\circ$  один из стержней будет сжиматься, а другой растягиваться. Для этой схемы также было построено функциональную блок схему, которая позволила получить следующие результаты.

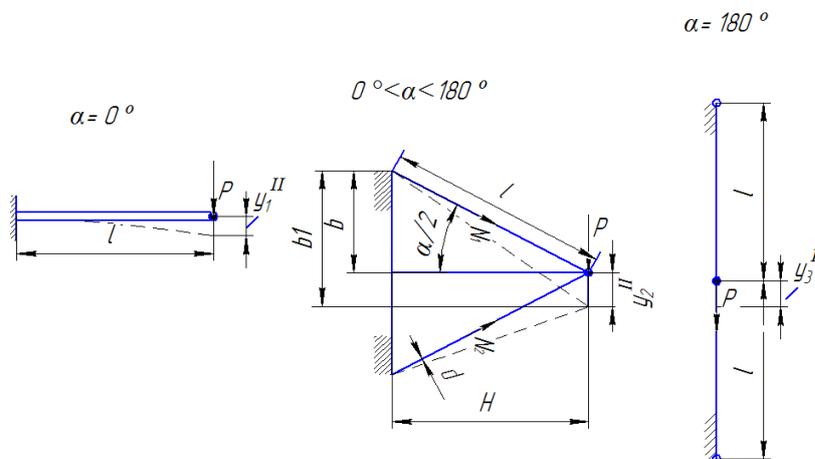


Рис.4. Схема конструкции, перемещение которой происходит вдоль оси  $Z$

В этом случае максимальное значение деформации будет наблюдаться когда  $\alpha$  будет равна  $0^\circ$ , соответственно минимальная при  $180^\circ$ . Соответственно жесткость будет увеличиваться, при увеличении угла (рис.5).

Третий вариант - это конструкция (рис.6), перемещение которой происходит вдоль оси Y. В связи с тем, что конструкция и действие силы P будет находиться в разных плоскостях, то возникает лишь деформация на изгиб.

И в результате получим график зависимости, из которого видно, что при увеличении угла жесткость конструкции возрастает, соответственно деформация с увеличением угла идет на спад (рис. 7).

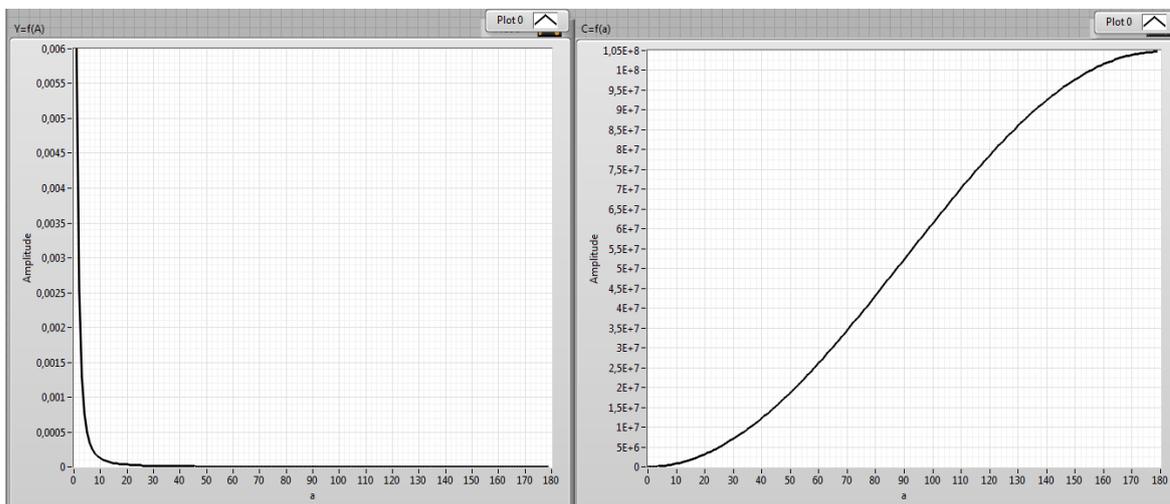


Рис.5. Графики зависимости деформации и жесткости от угла сгибания в локтевом узле (см. рис.4)

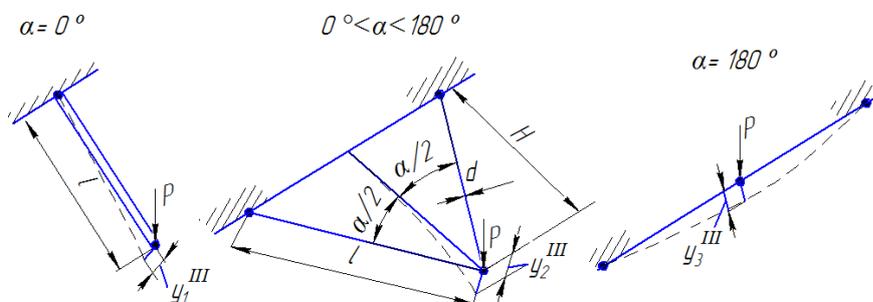


Рис.6. Схема конструкции, перемещение которой происходит вдоль оси Y

Для сравнения приведены численные значения жесткости в крайних и среднем положении угла  $\alpha$  для трех вариантов схем согласно рис.1, 4, 6 (табл.1).

Таблица 1

**Аналитические и сравнительные зависимости жесткости протезно-ортопедического изделия в месте расположения исполнительного органа при различных схемах**

№ варіанту	Діапазон кута $\alpha$ , град	Формула розрахунку	Чисельні значення жорсткості, кН/м
1	0	$c_1^I = \frac{2EF}{l}$	104720
	90	$c_2^I = \frac{P}{l \cos \frac{\alpha}{2} - \left( \left( l - \frac{Pl}{2EF \cos \frac{\alpha}{2}} \right)^2 - (l \sin \alpha)^2 \right)^{\frac{1}{2}}}$	52360
	180	$c_3^I = \frac{6EI}{l^3}$	0,064
2	0	$c_1^{II} = \frac{3EI}{l^3}$	11
	90	$c_2^{II} = \frac{P}{\left( \left( l + \frac{Pl}{2EF \sin \frac{\alpha}{2}} \right)^2 - H^2 \right)^{\frac{1}{2}} - l \sin \frac{\alpha}{2}}$	52360
	180	$c_3^{II} = \frac{2EF}{l}$	104720
3	0	$c_1^{III} = \frac{3EI}{l^3}$	11
	90	$c_2^{III} = \frac{3EI}{\left( l \cos \frac{\alpha}{2} \right)^3}$	31
	180	$c_3^{III} = \frac{6EI}{l^3}$	16414657

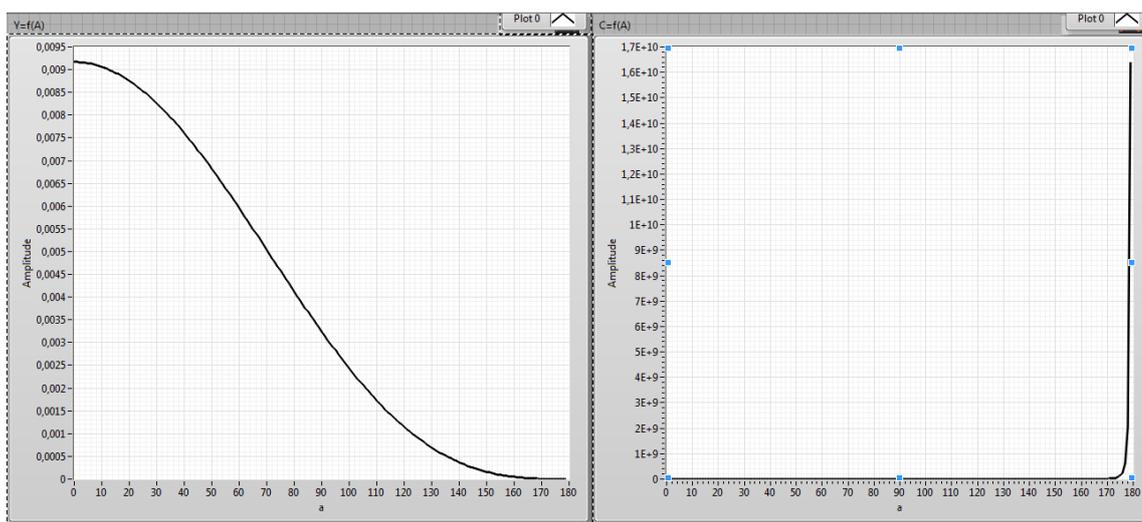


Рис.7. Графики зависимости деформации и жесткости от угла сгибания в локтевом узле (см. рис.6)

**Выводы.** С целью поиска конструкции протезно-ортопедического изделия, а именно ее расположение относительно оси координат и значения угла сгибания в локтевом узле, при которых жесткость будет иметь максимальную величину было проведено математическое моделирование и выведены формулы расчета деформации и жесткости конструкции. В результате которых можно сделать вывод, что максимальную жесткость будут иметь конструкции, перемещение которых происходит вдоль осей X, Z, но исходя из конструктивных соображений, наиболее удачной является схема конструкции, перемещение которой происходит вдоль оси X. Дальнейшие исследования будут направлены на приближение расчетной схемы к реальной по результатам экспериментальных исследований.

### Список литературы:

1. Кондрашин Н.И. и Санин В.Г. Ампутация конечностей и первичное протезирование, М., 2004
2. Краснов А. Ф., Котельников Г. П., Иванова К. А. ОРТОПЕДИЯ: Учебник для врачей последипломной подготовки и студентов старших курсов. - Самара: Самар. Дом печати, 1998. - 480 с.
3. Гаврилов Е.И. Протез и протезное ложе. – М.: Медицина, 1979. – 264с.