

*Идеальні розтяжки для дитячих крісел у системі безпеки при лобових зіткненнях транспортних засобів розроблені на базі біонічної моделі подвійної спіралі ДНК. Швидкість наростання ударного перевантаження при лобових зіткненнях транспорту знижується до безпечного рівня*

*Ключові слова: системи безпеки, транспорт, лобові зіткнення*

*Идеальные растяжки для детских кресел в системе безопасности при лобовых столкновениях транспортных средств разработаны на базе бионической модели двойной спирали ДНК. Скорость нарастания ударной перегрузки при лобовых столкновениях транспорта снижается до безопасного уровня*

*Ключевые слова: системы безопасности, транспорт, лобовые столкновения*

*The ideal tension bars of the children's vehicles in safety system during transport frontal collision are developed on the basis of the DNA double helix bionic model. The impact load rate increase during frontal collision is decreased to undangerous level*

*Keywords: safety system, transport, frontal collisions*

# БЕЗОПАСНОСТЬ УЧАСТНИКОВ ДВИЖЕНИЯ ПРИ ЛОБОВЫХ СТОЛКНОВЕНИЯХ ТРАНСПОРТНЫХ СРЕДСТВ: БИОНИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ДНК

**В. В. Гончаренко**

Кандидат технических наук, доцент

Кафедра химического, полимерного и силикатного машиностроения\*

Контактный тел.: 044-279-84-05, 063-343-81-22

E-mail: vvgonch@ukr.net

**П. И. Лобода**

Доктор технических наук, профессор, декан  
Инженерно-физический факультет\*

**М. В. Гончаренко**

Аспирант\*

**А. Ю. Верба\***

**Н. М. Мартыненко\***

\*Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт»  
пр. Победы, 37, г. Киев, Украина, 03056

## 1. Введение

Бионика - это наука, которая направлена на техническое применение решений, достигнутых Природой в процессе длительного эволюционного развития. В представленной работе предпринята попытка использовать две созданные Природой конструкции для решения весьма актуальной проблемы - повышения пассивной безопасности участников транспортного движения (предпочтительно детей) при лобовых столкновениях транспортных средств.

По результатам статистических исследований каждый год в мире в дорожно-транспортных происшествиях (ДТП) погибает 1 миллион 300 тысяч человек. 50 миллионов человек при этом получают травмы различной степени тяжести. Наиболее уязвимая группа пострадавших в ДТП - это дети. По прогнозам специалистов, если не будут приняты эффективные меры, смертность и инвалидность в результате ДТП в мире к 2020 году возрастут на 67% [1].

Одной из созданных Природой конструкций, в которой реализуется принцип упругого демпфирования ударных перегрузок, является система амортизации желтка, положение которого в скорлупе сырого яйца фиксируется с помощью белка. Всем хорошо известен

эффект сырого яйца, которое невозможно раскрутить на плоскости. То же яйцо, сваренное вкрутую, легко поддается раскручиванию на плоскости.

По многим признакам очень близкая аналогия с белком сырого яйца обнаруживается в буферном растворе ДНК, который также представляет собой прозрачную упруго-вязкую жидкость. При температуре выше 42°C (также как и в белке) происходит плавление молекул ДНК [2]. Это сопровождается деспирализацией (выпрямлением) спиральных нитей остова ДНК. Буферный раствор ДНК при этом теряет прозрачность и приобретает подобие вареного белка.

Широкие возможности для исследования упруго-демпфирующих свойств двойной спирали ДНК появились после публикации уникальных результатов прямых измерений при растяжении единичной двойной спирали ДНК, выполненных методом атомно-силовой микроскопии [3]. На основании этих результатов была разработана бионическая модель двойной спирали ДНК [4], при растяжении которой обнаружены замечательные амортизационные характеристики.

Если за упругие характеристики двойной спирали ДНК несут ответственность две спиральные нити остова (helical backbones), то за демпфирующие свойства ответственны сложенные в стопки пары оснований (base

pair staking), заполняющие внутреннюю цилиндрическую полость в двойной спирали ДНК [5, 6].

Если растяжение двойной спирали ДНК не сопровождается деспирализацией, то должно происходить сближение двух спиральных нитей остова. Это сопровождается вдавливанием (интрузией) нитей остова в стопки пар оснований, содержащих наследственную информацию. Пары оснований при этом должны выдавливаться в меридиональные зазоры между нитями остова и заполнять большие (major) и малые (minor) бороздки (grooves) [6]. При таком сильном деформировании пары оснований должны обладать вязкоупругими (т.е. демпфирующими) свойствами. Использование упругодемпфирующих свойств бионической модели ДНК на практике в качестве амортизирующих растяжек является целью настоящей работы.

Известно, что при ДТП происходит резкое и неожиданное замедление движения транспортного средства. Этот процесс вызывает огромные ударные перегрузки, действующие на тела участников движения. Нередко эти перегрузки оказываются фатальными.

Одним из способов решения данной задачи является создание таких амортизирующих систем, которые гасили бы кинетическую энергию фронтального удара при столкновениях на больших скоростях, т.е. накапливали бы потенциальную энергию в упругих элементах, а затем демпфировали бы удар в результате диссипации механической энергии в элементах сухого или вязкого трения. После ремней безопасности в современных транспортных средствах для этих целей служат воздушные подушки безопасности, которые срабатывают («выстреливают») в течение 0,02–0,04с после получения аварийного сигнала от блока управления. Такие подушки безопасности снижают вероятность гибели участников движения при встречных («лобовых») столкновениях на 20–25% [7].

В настоящее время на скоростях столкновения выше 70 км/час ни одна воздушная подушка не в состоянии предотвратить фатальный исход ДТП, так как «запоздавший» на (0,02–0,04)с датчик столкновения «выстреливает» подушку в тело участника движения уже после того, как произошел удар его тела об элементы конструкции кабины. На величину ударной перегрузки и на время её замедления влияет, прежде всего, дистанция замедления, которая равняется в данном случае длине хода амортизатора. Следовательно, задача состоит в снижении ускорений тела участника движения при столкновениях за счет увеличения продолжительности деформирования амортизаторов таким образом, чтобы амортизатором поглощалось как можно больше энергии удара. То есть, чем больше деформация амортизатора и чем дольше она происходит, тем меньше ударные перегрузки испытывает тело участника движения и тем меньше (что особенно важно) скорость возрастания ударных перегрузок, которая является определяющим фактом в достижении предела человеческих возможностей.

В связи с этим, между креслом (предпочтительно, детским креслом) и передней стенкой салона (кабины) должна быть минимальная необходимая зона жизнеобеспечения, то есть минимальное пространство, в пределах которого происходит перемещение системы «человек – кресло» в случае «лобового» столкновения. В то же время длина этой зоны соответствует

максимальной длине хода амортизатора, что обуславливает одно из главных требований к амортизатору – он должен иметь большую длину хода при ударе, необходимую для достаточного увеличения времени замедления ударных перегрузок.

Выполнение такого требования является необходимым условием для снижения величины пиковых перегрузок до предельно переносимых значений при высоких скоростях фронтального удара, а также для уменьшения скоростей нарастания ударных перегрузок (т.е. «резкости ударов»), оказывающих наиболее сильное влияние на их переносимость [8].

При использовании авиации, для повышения точности попадания гуманитарных грузов, сбрасываемых на объект, терпящий бедствие, необходимо снижать высоту полета и повышать скорость парашютирования грузов. Известно, что с повышением скорости парашютирования увеличиваются ударные перегрузки и скорость их нарастания (т.е. резкость удара) при приземлении или приводнении этих грузов. Это ведет к сильному их повреждению. Решение этой проблемы представляется в совершенствовании системы амортизации гуманитарных грузов в сбрасываемом контейнере (капсуле), что и является одной из целей настоящей работы.

---

## 2. Переносимость ударных перегрузок

---

Резервы человеческого организма по переносимости аварийных ударных перегрузок наиболее полно исследованы при разработке систем аварийного спасения летчиков и космонавтов [9, 10]. При этом были установлены основные принципы повышения переносимости ударных перегрузок. Так тело летчиков и космонавтов должно прилегать к креслу наиболее плотно и наибольшей площадью. Очевидно, что при восприятии ударных перегрузок с помощью ремней безопасности площадь прилегания ремней незначительная. Установленная наилучшая переносимость ударных перегрузок, которые действуют в направлении «грудь – спина» [7–10]. В таких случаях предел выносливости ударных перегрузок для человека достигает 50–60g при скоростях нарастания ударных перегрузок  $\dot{n} = dn/dt$  не превышающих  $500 \div 600 \text{с}^{-1}$  [7]. Таким образом, средства защиты летчика и космонавта от действия «пиковых» ударных перегрузок должны обеспечить спасение летных и космических экипажей прежде всего при приземлении и приводнении. В то же время привязочно-подвесная система фиксации летчика или космонавта в кресле должна обеспечить безопасное катапультирование с ударными перегрузками предпочтительно в направлении «спина – грудь» в пределах допустимого уровня - порядка 42 – 45 единиц [7, 8, 10]. При этом уйти от необходимости увеличения продолжительности замедления перегрузок за счет увеличения хода амортизаторов практически не имеется возможностей.

---

## 3. Параметры системы амортизации ударных перегрузок

---

Несомненно, что амплитуда ударной перегрузки  $n_{\text{max}}$  определяется прежде всего скоростью фронтального

удара  $v_0$ , м/с. В зависимости от механических характеристик систем пружинной амортизации, диаграммы ударных перегрузок могут иметь формы трапеций, треугольников или полусинусоидов [7]. Поскольку определяющим фактором воздействия ударной перегрузки на человеческий организм является прежде всего скорость нарастания ударной перегрузки  $\dot{n} = dn/dt$ , то независимо от формы всей диаграммы ударной перегрузки в расчетах должна рассматриваться в основном только её восходящая ветвь, которую всегда с большей или меньшей точностью можно аппроксимировать отрезком прямой. Тангенс угла наклона этой прямой к оси абсцисс представляет собой скорость нарастания ударной перегрузки  $\dot{n} = dn/dt$ , которая в идеальном случае в дальнейшем предполагается постоянной величиной.

В таком случае максимальная продолжительность  $L =$  замедления ударных перегрузок на участке нарастания может быть рассчитана как  $n/\dot{n}$ . Текущая величина ударной перегрузки  $n(t)$  может быть рассчитана как  $\dot{n}t$ . Относительная скорость  $u(t)$ , потерянная таким образом в момент времени  $t$  при ударе в результате срабатывания системы амортизации, может быть рассчитана как  $g \int_0^t n dt$  [7]. В случае, когда скорость нарастания ударных перегрузок предполагается постоянной величиной, это выражение может быть приведено к виду  $u(t) = 0,5g\dot{n}t^2$ . В таком случае разность  $v_0 - u(t)$  следует рассматривать как текущее значение абсолютной скорости системы «человек – кресло», соответствующее времени  $t$  с момента столкновения. Максимальная длительность  $\Delta t$  нарастания ударных перегрузок таким образом будет зависеть от абсолютной скорости  $v(t)$  системы «человек – кресло», определяемой как:

$$v(t) = v_0 - u(t) = v_0 - 0,5g\dot{n}t^2 \quad (1)$$

При этом текущее значение ударной перегрузки  $n(t)$  в любой момент времени  $t$  может быть определено как  $\dot{n}t$ . Длина хода  $S(t)$  амортизатора (т.е. перемещение системы «человек – кресло» при столкновении) в момент времени  $t$  с начала столкновения может быть определена как  $\int_0^t u(t)dt$ . После интегрирования это выражение принимает вид:

$$S(t) = g/6\dot{n}t^3 \quad (2)$$

Максимальная величина хода  $S(\Delta t)$  амортизатора на рассматриваемом участке определяется как:

$$S(\Delta t) > g/6\dot{n}(\Delta t)^3 \quad (3)$$

С целью упрощения расчетов предполагается, что (0.6-0.8) скорости фронтального удара  $v_0$  теряется (гасится) амортизатором на участке, ограниченном восходящей ветвью диаграммы перегрузок. При таком упрощении получаем:

$$u(t) = 3,53\dot{n}^{1/3}S(t)^{2/3} \quad (4)$$

Величина фронтальной скорости при столкновении, которая может быть воспринята амортизатором при ударе, в идеальном случае приближенно может быть рассчитанная как:

$$v_0 = 1,25u(\Delta t) \quad (5)$$

Преобразуя уравнения (3) и (4), получим формулу, которая связывает величину хода  $S$  амортизатора с

перегрузкой  $n$  при допустимой резкости удара  $\dot{n}$  следующим образом:

$$n(S) = 0,849\dot{n}^{2/3}S^{1/3} \quad (6)$$

Формула (6) может быть приведена к виду, описывающему изменение перегрузки во времени:

$$n(t) = 0,849\dot{n}^{2/3}S(\Delta t)^{1/3} \quad (7)$$

#### 4. Постановка задачи

В качестве примера расчета системы пружинной амортизации ударных перегрузок рассмотрим реальный случай, когда система «человек – кресло» или «человек – капсула» имеет массу 120 кг. Предполагаем, что конструкция системы пружинной амортизации обеспечивает постоянную скорость нарастания ударной перегрузки  $\dot{n} = 500\text{А}^{-1}$ . Предполагаем, что скорость фронтального удара при столкновении равняется 88 км/час = 24,4 м/с. Предполагаем, что амплитуда  $n(\Delta t)$  ударной перегрузки равняется пиковой перегрузке 50g по направлению «спина – грудь» [7], при которой используются почти все резервы человеческого организма по переносимости аварийных ударных перегрузок [10].

Главной целью расчета является установление такой механической характеристики системы пружинной амортизации, при которой амплитуда  $n(\Delta t)$  ударной перегрузки и скорость  $\dot{n} = dn/dt$  нарастания ударной перегрузки не превысили бы резервы человеческого организма по переносимости аварийных ударных перегрузок [10]. Результаты проведенных расчетов представлены в табл. 1.

#### 5. Механическая модель двойной спирали ДНК как наилучшая система упругодемпфирующей амортизации ударных перегрузок

В табл. 1 представлены логарифмы относительно усилия  $\lg(F/F_{\min})$  в различные моменты времени замедления после удара. В качестве  $F_{\min}$  принято усилие, соответствующее моменту времени  $t = 0,02\text{с}$  и текущему ходу амортизатора  $S(t) = 327$  мм, что в безразмерном виде соответствует относительной длине  $x(t)/L$  амортизатора, равной 0,594. Если использовать экспериментальные результаты исследования зависимости  $\lg F = f(x/L)$  [3], полученные для двойной спирали ДНК с использованием уникальной измерительной техники на атомно-силовом микроскопе, то для одних и тех же значений относительной длины двойной спирали ДНК и её механической модели получим почти одни и те же значения относительного усилия  $(F/F_{\min})$ , которые также характеризуют и пружинный амортизатор с заданными параметрами.

Проведенные расчеты позволили убедиться в том, что механическую модель двойной спирали ДНК [4] можно рассматривать как идеальную конструкцию пружинного амортизатора. Только в течение всей многовековой эволюции Природа смогла создать такое высокое совершенство конструкции двойной спирали ДНК, использование которого в технике должно быть весьма перспективно [11, 12]. Если учитывать,

Таблица 1

Параметры системы пружинной амортизации при постоянной резкости удара  $\dot{n} = 500\text{A}^{-1}$

Наименование параметра	Обозначение и размерность	Время замедления после удара, t, с				
		0,02	0,04	0,06	0,08	0,1
Текущее значение перегрузки (7)	$n(t)$	10	20	30	40	50
Текущее значение скорости системы «человек – кресло» (4)	$u(t)$ , м/с	29,62	26,68	21,78	14,9	6,1
Текущее усилие на амортизаторе	$F(t)$ , тонн	1,2	2,4	3,6	4,8	6,0
Текущее значение хода амортизатора (3)	$S(t)$ , м	0,327	0,615	0,822	0,909	0,9095
Текущее значение длины амортизатора (*)	$x(t)$ , мм	1306,5	1352,3	1476	1718	2116,6
Текущее значение относительной длины амортизатора (**)	$x(t)/L$	0,594	0,615	0,67	0,781	0,962
Логарифм относительного усилия (требуемого)	$\lg(F/F_{\min})$	0	0,3	0,48	0,6	0,7
Логарифм относительного усилия при растяжении двойной спирали ДНК: эксперимент [3] при такой же относительной её длине	$\lg(F/F_{\min})$	0	0,35	0,5	0,63	0,75

Примечание:  $l_0 = 1,3\text{м}$  – длина амортизатора в ненагруженном состоянии;  
 \*  $x(t) = l_0 + S(t)$ ;  
 \*\*  $L = 2,2\text{м}$  – длина амортизатора в предельно вытянутом состоянии

что «лобовое» столкновение транспортных средств характеризуется очень высокой «резкостью» ударов, то демпфирование (точнее «степень задемпфированности») систем амортизации в первые моменты периода замедления должно быть минимальным, чтобы удар меньше передавался на систему «человек – кресло». При этом кинетическая энергия удара должна быть аккумулирована в виде потенциальной энергии в пружинных элементах, реакция которых на удар считается мгновенной. В то же время, степень задемпфированности системы пружинной амортизации должна достигать максимальных значений только в конце периода замедления, когда скорость деформации амортизатора уже заметно снижена, а ход амортизатора наиболее значителен.

В механической модели двойной спирали ДНК, рассматриваемой в качестве растяжки-амортизатора, заложен механизм автоматического возрастания степени задемпфированности при больших степенях удлинения, которые сопровождаются сильно выраженной нелинейностью зависимости «усилие – деформация», особенно при высоких степенях деформирования растяжки. Следует заметить, что по мере выпрямления двух спиралей ДНК расстояние между ними должно снижаться до минимальных значений. Вязкоупругие наполнители (пары оснований), соединяющие эти две спирали ДНК, будут по нарастающей все больше подвергаться деформированию, что в итоге приведёт к резкому увеличению сопротивления растяжению, сопровождающего выпрямление спиралей. Поскольку деформация вязкоупругих наполнителей (пары оснований) связана с диссипацией механической энергии, то этот процесс все больше

будет способствовать росту задемпфированности системы амортизации на конечной стадии замедления системы «человек – кресло». С этой точки зрения, устройство по типу механической модели двойной спирали ДНК является идеальным пружинным амортизатором, приспособленным для накопления и погашения резких ударных нагрузок при «лобовых» столкновениях различных транспортных средств, а также при приземлении и приводнении космических аппаратов и сбрасываемых с помощью авиации контейнеров, содержащих гуманитарные грузы.

### Выводы

1. Разработана методика расчета текущих значений параметров системы амортизации ударных перегрузок в идеальном случае – при постоянной скорости нарастания перегрузки (резкости удара).
2. Рассчитаны текущие значения параметров реальной системы амортизации ударных перегрузок.
3. Сопоставлена зависимость «усилие-деформация» для идеального амортизатора с опубликованными результатами прямых измерений на единичной двухстренговой ДНК, полученными с помощью атомно-силовой микроскопии.
4. Обнаружено соответствие между упругодемпфирующими характеристиками идеального амортизатора и механической моделью двойной спирали ДНК.
5. Проведен качественный анализ динамических особенностей деформирования механической модели двойной спирали ДНК.

### Литература

1. Нурғалиев, Р.Г. Безопасность на дорогах ради безопасности жизни // Материалы 2-го Международного конгресса. – С.–Петербург, 2008. www.gibdd.ru.

2. Williams, M.C. Entropy and Heat Capacity of DNA Melting from Temperature Dependence of Single Molecule Stretching / Williams, M.C., Werner, J.R., Rousina, I., Bloomfield, V.A. // Biophysical Journal. – 2001. – Vol. 80. Pp. 1932–1939.
3. Bustamante, C. Single-molecule studies of DNA mechanics / Bustamante, C., Smith, S.B., Liphardt, J. // Current Opinion in Structural Biology. – 2000. – Vol.10. Pp. 279-285.
4. Goncharenko, V.V. Integration of DNA and Bionical Engineering / Goncharenko, V.V., Loboda, P.I., Goncharenko, M.V., Verba, A.Yu., Gaydar, V.S., Heilmaier, M. // International Journal of Applied Mechanics and Engineering. – 2011. –Vol. 16, № 2. Pp. 359-369.
5. Watson, J.D. Molecular structures of nucleic acids: a structure for Deoxyribose Nucleic Acid / Watson, J. D., Crick, F. H. C. // Nature. – 1953. – Vol. 171. Pp. 737-738.
6. Saenger, W. Principles of the nucleic acid structure. – New York: Springer-Verlag, 1987.
7. Рабинович, Б.А. Безопасность человека при ускорениях (биомеханический анализ). – М., 2007. – С. 208.
8. Stapp, J.P. Space cabin landing impact vector effects of human physiology / Stapp, J. P., Taylor, E. R. // Aerospace Medicine. – 1964. –Vol. 35, № 12. P. 973.
9. Swearingen, J.J. Human voluntary tolerance to vertical impact // Aerospace Medicine. – 1960. – Vol. 31, № 12. P. 989.
10. Severin, G.I. Comprehensive approach to the problem of the crew emergency escape from flying vehicles // Aircraft safety conference. – Zhukovskiy, Russia, 1993.
11. Устройство для повышения безопасности пользователя транспортных средств: Патент № 58054 (Украина): МПК В60 R21/00; А62 В1/08 / Авторы, заявители и патентообладатели: Гончаренко В.В., Лобода П.И., Гончаренко М.В., Хайльмаер М., Верба А.Ю. – U 2010 11263; заявл. 25.03.2011, опубл. 25.03.2011; Бюл. №6. – 10.
12. Способ изготовления нелинейных многожильных пружин: Патент № 58053 (Украина): МПК В21 F35/00 / Авторы, заявители и патентообладатели: Гончаренко В.В., Лобода П.И., Гончаренко М.В., Хайльмаер М., Верба А.Ю. – U 2010 11262; заявл. 21.09.2010, опубл. 25.03.2011; Бюл. №6. – 8.

*У даній роботі розглядається процес управління розташуванням відливання у формоутворювальних елементах виливних форм, представлені структура модуля управління розташуванням виробу в загальному вигляді і моделі синтезу управління*

*Ключові слова: технологічне оснащення, виливні форми, відливання*

*В данной работе рассматривается процесс управления расположением отливки в формообразующих элементах литевых форм, представлены структура модуля управления расположением изделия в общем виде и модели синтеза управления*

*Ключевые слова: технологическая оснастка, литевые формы, отливка*

*In this work the management of the casting position in the formative elements of casting molds is considered, the structure of the control module location product in general form and the synthesis of model management is presented*

*Key words: technological equipment, molds, casting*

УДК 621.746.3:65.015.13

## УПРАВЛЕНИЕ РАЦИОНАЛЬНЫМ РАСПОЛОЖЕНИЕМ ОТЛИВКИ В ЛИТЬЕВОЙ ФОРМЕ ПРИ ИЗГОТОВЛЕНИИ ДЕТАЛЕЙ МЕТОДОМ ЛИТЬЯ

**С. В. Сотник**

Кандидат технических наук, ассистент\*

Контактный тел.: (057) 702-14-86

E-mail: tapr@khture.kharkov.ua

**Е. А. Григоров\***

\*Кафедра технологии и автоматизации производства

Харьковский национальный университет

радиоэлектроники

пр. Ленина, 14, г. Харьков, Украина, 61166

### Введение

Для обеспечения высокого, стабильного качества изделий и минимального количества брака при литье

под давлением (ЛПД) в ходе производственного процесса следует применять помимо различных методов контроля свойств отливок, методы контроля расположения изделий. Это связано со значительными затра-