

УДК 621.396.41

С.С. Харченко

Модель образования псевдоголоса в процессе фонации пищеводной речи

Рассматривается разработанная математическая модель образования псевдоголоса в процессе формирования пищеводной речи у пациентов, потерявших гортань вследствие болезни. Разработанная модель учитывает биомеханические свойства мышечных тканей, участвующих в голосообразовании.

Ключевые слова: модель масс, псевдоголос, пищеводная речь, пищевод, рак гортани.

doi: 10.21293/1818-0442-2016-19-3-81-84

Одним из наиболее распространённых онкологических заболеваний в Российской Федерации является рак гортани. На сегодняшнем этапе развития науки и техники абсолютно оправданными представляются стремления ученых совокупно находить решение проблемы качества жизни пациентов, перенесших онкологические заболевания области рта и ротоглотки, которое не в последнюю очередь зависит от качества реабилитационных мероприятий по выработке псевдоголоса. Ввиду этого вопросы изучения образования пищеводной речи и псевдоголоса являются достаточно актуальными на сегодняшний день [1]. Анализ литературы по тематике данной работы не выявил моделей, описывающих образование псевдоголоса, учитывающих все особенности голосообразования. Как правило, в случае необходимости синтеза пищеводной речи на этапе генерации псевдоголоса используют классические для обычной речи модели масс, заменяя или подбирая параметры модели.

Механизм голосообразования пищеводной речи

Механизм голосообразования пищеводной речи возможен за счет сокращения псевдоголосовой щели, образованной в первом пищеводном сужении на уровне пятого цервикального позвонка (C_5) и глоточных мышц. На рентгеновских снимках пациентов, у которых наблюдалось устойчивое владение псевдоголосом (рис. 1), во время произношения тренировочных фраз на этапе голосовой реабилитации хорошо видна псевдоголосовая щель на уровне пятого–шестого цервикальных позвонков (C_5-v_6) [2]. Изучение снимков показало, что длина псевдоголосовой щели изменяется в пределах от 2,5 до 3,5 см. Также на рентгеновских снимках и снимках магнитно-резонансной томографии можно наблюдать, что в процессе голосообразования участвуют первое физиологическое сужение пищевода, наружные мышцы гортани, гипофаринкс – дополнительный объем в глотке, глоточные мышцы. Известно, что в процессе фонации также участвуют возвратные нервы центральной нервной системы (ЦНС), причем ЦНС играет ведущую роль. Псевдоголосовая щель представляет собой складки слизистой оболочки верхнего пищевода и крикофарингеального сфинктера.

Традиционно считается, что для фонации пищеводной речью необходимо выполнение двух условий:

- наличие потока воздуха из воздушного пузыря в верхнем пищеводе;

- озвучивание воздушного потока посредством псевдоголосовой щели.



Рис. 1. Рентгенограмма больного во время фонации пищеводным голосом

Однако стоит отметить, что у пациентов, успешно прошедших голосовую реабилитацию, хорошо заметны мышечные сокращения глоточных мышц при генерации голоса, осуществляемые в области мышц верхнего сужения пищевода. В связи с чем процесс образования псевдоголоса может рассматриваться как процесс взаимодействия мышц глотки с мышцами и крикофарингеального сфинктера.

Анализ рентгенограмм больных, овладевших пищеводным голосом, во время фонации, а также изучение литературных источников позволяет свести акустическую схему фонации к совокупности взаимодействующих объемов и отрезков труб постоянного или переменного сечения [3–6].

Таким образом, акустическая схема голосообразования у пациентов с удаленной гортанью (рис. 2) представляется как совокупность следующих элементов:

- пищевод;
- сформированный в объеме пищевода воздушный пузырь, создающий избыточное давление;
- образованная в физиологическом пищеводном сужении псевдоголосовая щель;
- глоточные мышцы и внешние мышцы гортани;
- речеобразующий тракт.

В предложенной акустической схеме образования пищеводной речи приняты следующие условные обозначения: V_{Π} – объем пищевода, $V_{ВП}$ – объем воздушного пузыря в верхнем пищеводе, $h_{птщ}$ –

высота псевдоголосовой щели, $h_{гд}$ – высота глоточных мышц, участвующих в голосообразовании, $h_{рот}$ – высота излучателя речеобразующего тракта, $l_{рот}$ – длина речеобразующего тракта.

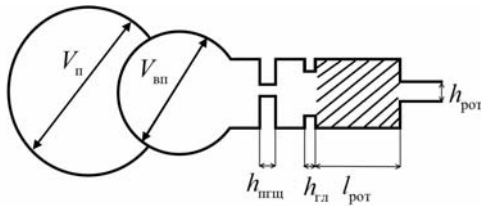


Рис. 2. Акустическая схема образования речи у пациентов после удаления гортани

Механические особенности мышечных тканей

Пищеводная ткань целиком и полностью состоит из гладких мышц, следовательно, модели описывающие сокращения гладких мышц [23] при их адекватности, в полной мере могут описать механические свойства псевдоголосовой щели. Глотка же в отличие от пищевода сужения образована из поперечнополосатых мышц, и при описании процессов голосообразования у больных после удаления гортани в зоне гортани следует использовать соответствующие модели. Поперечнополосатые мышцы более возбудимы, чем гладкие: их пороги раздражения ниже, а хронаксия короче. Потенциалы действия волокон поперечнополосатых мышц имеют большую амплитуду, около 120 мВ по сравнению с 60 мВ у волокон гладких мышц. Продолжительность сокращений у поперечнополосатых мышц не достигает 0,5 с, а у гладких варьируется в пределах 1–3 с.

Для описания механических свойств гладких мышц, как правило, используется модель Максвелла, в которой мышечные волокна представляются последовательным соединением пружины и демпфера (рис. 3, а).

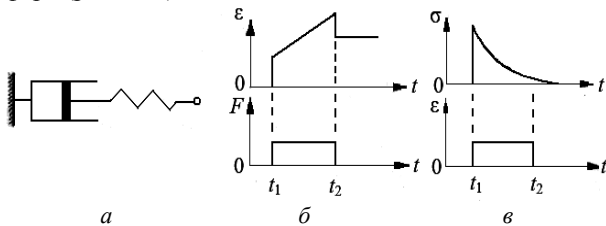


Рис. 3. Модель Максвелла

В режиме постоянного тонуса мышц (см. рис. 3, б) упругий элемент моментально растягивается (момент времени t_1) до значения, определяемого законом Гука, а плунжер демпфера движется с постоянной скоростью до того момента, пока не перестанет действовать внешняя сила. В момент времени t_2 после снятия нагрузки – пружина моментально сокращается, а положение плунжера остается прежним. В режиме постоянной длины мышечного волокна (рис. 3, в) упругий элемент после растяжения начнет сокращаться, возвращая плунжер в исходное начальное положение. В любой момент времени для относительного удлинения выполняется условие

$$\varepsilon_{\text{общ}} = \varepsilon_{\text{упр}} + \varepsilon_{\text{вяз}}. \quad (1)$$

Таким образом, скорость изменения относительного удлинения в любой момент времени определяется следующим соотношением:

$$\frac{d\varepsilon_{\text{общ}}}{dt} = \frac{d\varepsilon_{\text{упр}}}{dt} + \frac{d\varepsilon_{\text{вяз}}}{dt}. \quad (2)$$

Моделью упругого тела является пружина, подчиняющаяся закону Гука:

$$\sigma = E\varepsilon, \quad (3)$$

где σ – напряжённость ткани; E – модуль Юнга ткани; ε – относительное удлинение (деформация).

В качестве модели вязкого элемента рассматривается плунжер с отверстиями,двигающийся в демпфере с вязкой жидкостью. Связь между скоростью перемещения плунжера в демпфере и напряжением представляется следующим соотношением:

$$\sigma = \eta^* \left(\frac{d\varepsilon}{dt} \right), \quad \sigma = \frac{F}{S}, \quad (4)$$

где η – коэффициент вязкости жидкой среды; S – площадь демпфера.

Используя формулы (4) для вязкого элемента и формулу (3) для упругого элемента в (2) получаем выражение для скорости общей деформации гладкой мышцы:

$$\frac{d\varepsilon_{\text{общ}}}{dt} = \frac{1}{E} \frac{d\sigma}{dt} + \frac{\sigma}{\eta}. \quad (5)$$

Для описания механических свойств поперечнополосатых мышц используется модель Кельвина–Фогта – параллельное соединение упругого и вязкого элементов (рис. 4, а). t_1

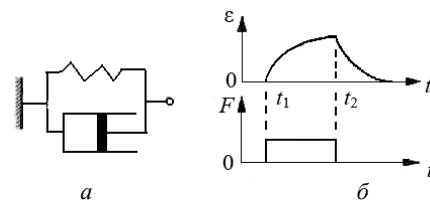


Рис. 4. Модель Кельвина–Фогта

При постоянно действующей силе деформация экспоненциально возрастает со временем. После снятия нагрузки деформация экспоненциально убывает, и система возвращается в исходное состояние ($\varepsilon = 0$) (рис. 4, б).

При воздействии внешней силы общее напряжение равно сумме напряжений на каждом элементе:

$$\sigma_{\text{общ}} = \sigma_{\text{упр}} + \sigma_{\text{вяз}}. \quad (6)$$

Подставляя выражения для каждого элемента, получаем следующее выражение:

$$\sigma_{\text{общ}} = E\varepsilon + \eta \frac{d\varepsilon}{dt}. \quad (7)$$

Переходя к скорости общей деформации получаем

$$\frac{d\varepsilon_{\text{общ}}}{dt} = \frac{\sigma - E\varepsilon}{\eta}. \quad (8)$$

Согласно справочным материалам модуль Юнга для поперечнополосатой мышцы составляет 9×10^5 Па.

Механическая модель пищеводного голоса

Свободные колебания любого осциллятора затухают и прекращаются с течением времени. Поэтому, как правило, для их описания рассматривают затухающие колебания. Амплитуда колебаний осциллятора представляется убывающей функцией. Как правило, затухания происходят под действием сил сопротивления среды, в случае рассмотренных выше моделей, силы сопротивления пружины и демпфера. Силы сопротивления выражаются линейной зависимостью от скорости колебаний или квадрата скорости. В результате затухания колебаний уровень сигнала снижается до полной его неслышимости, если речь идет об акустике.

Рассмотрим модели Максвелла и Кельвина–Фогта с точки зрения классической механики. Модель Кельвина–Фогта – пусть имеется система, состоящая из упругого элемента – пружины (подчиняющейся закону Гука) и вязкого элемента – демпфера, один конец которой закреплен, а к другому концу прикреплено тело массой m (эмулирующая массу псевдоголосовой щели). Тогда свободные колебания совершаются в среде, где сила сопротивления пропорциональна скорости с коэффициентом c (в нашем случае это характеристика демпфера) (см. рис. 4, а).

Тогда второй закон Ньютона для рассматриваемой системы запишется как

$$m\vec{a} = \vec{F}_c + \vec{F}_{упр}, \tag{9}$$

где \vec{F}_c – сила сопротивления; $\vec{F}_{упр}$ – сила упругости, причем

$$F_c = -cv, \tag{10}$$

$$F_{упр} = -kx, \tag{10 а}$$

$$v = \frac{dx}{dt}, \quad a = \frac{d^2x}{dt^2},$$

тогда $ma = -cv - kx$, или

$$\frac{d^2x}{dt^2} + \frac{c}{m} \frac{dx}{dt} + \frac{k}{m} x = 0, \tag{11}$$

где k – коэффициент упругости (коэффициент жесткости пружины); c – коэффициент определяющий соотношение между силой сопротивления среды вязкого элемента и скоростью движения массы.

Для удобства $\frac{c}{m}$ обозначим как δ (определяет затухание колебаний), а $\sqrt{\frac{k}{m}}$ как ω_0 (собственная круговая частота колебаний внешних глоточных мышц, которые, как было отмечено выше чувствуют в процессе образования псевдоголоса). Значение коэффициента k составляет примерно 25 Н/м. Таким образом, движение внешних глоточных мышц описывается формулой движения механического осциллятора (параллельное соединение пружины и демпфера):

$$F(t) = \frac{d^2x}{dt^2} + \delta \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x. \tag{11 а}$$

Модель Максвелла. В случае рассмотрения модели Максвелла мы имеем такую же систему, как в модели Кельвина–Фогта, за одним лишь исключением, что упругий элемент (пружина) и вязкий элемент (демпер) соединены не параллельно, а последовательно (см. рис. 3, а). В случае последовательного соединения пружины и демпфера, образующих модель Максвелла, связь между входным кинематическим воздействием и выходной реакцией описывается дифференциальным уравнением движения

$$F(t) = \frac{d^2x}{dt^2} + \frac{k}{c} \frac{dx}{dt} + \frac{k}{m} x. \tag{12}$$

Учитывая, что $\delta = \frac{c}{m}$ и $\omega_0 = \sqrt{k/m}$, получаем

окончательное выражение, описывающее сокращения псевдоголосового сужения в виде формулы движения механического осциллятора для последовательно соединённых элементов:

$$F(t) = \frac{d^2x}{dt^2} + \frac{\omega_0^2}{\delta} \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x. \tag{13}$$

Таким образом рассматривая акустическую схему голосообразования пищеводной речи (см. рис. 2) и учитывая биомеханические свойства мышечных тканей, участвующих в голосообразовании, можем перейти к масс-модели образования псевдоголоса (рис. 5).

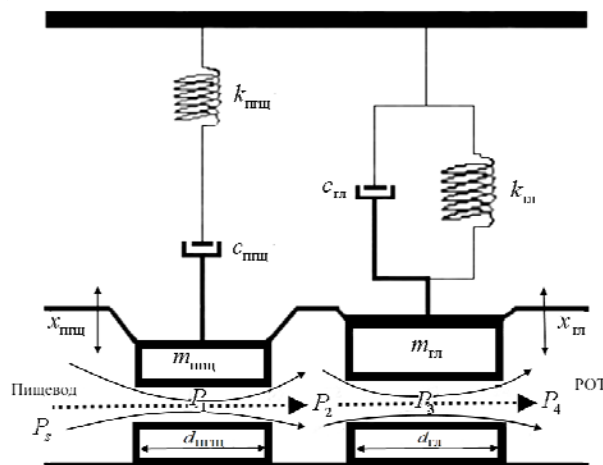


Рис. 5. Модель образования псевдоголоса

В модели приняты следующие ранее не встречающиеся обозначения P_3 – давление в воздушном пузыре пищевода; P_2 – давление после пищеводного сужения; A_1 – медиальная поверхность пищеводного сужения; A_2 – медиальная поверхность глоточных мышц.

$$\begin{cases} F_1(t) = \frac{d^2x_{пгщ}}{dt^2} + \frac{\omega_0^2_{пгщ}}{\delta_{пгщ}} \frac{dx_{пгщ}}{dt} + \omega_0^2_{пгщ} x_{пгщ} = P_3 A_1, \\ F_2(t) = \frac{d^2x_{гл}}{dt^2} + \delta_{гл} \frac{dx_{гл}}{dt} + \omega_0^2_{гл} x_{гл} = P_2 A_2. \end{cases} \tag{14}$$

Заключение

Предложенная математическая модель позволяет в дальнейшем изучить процессы образования псевдоголоса во время фонации пищеводной речи. Модель отличается от ранее известных моделей тем, что учитываются биомеханические особенности мышечной ткани пищевода, а также участие глоточных мышц в процессе фонации.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 16-15-00038).

Литература

1. Программный комплекс речевой реабилитации онкологических больных после резекции гортани / С.С. Харченко, Р.В. Мещеряков, Д.А. Вольф и др. // Медицинская техника. – 2016. – № 2. – С. 51–55.

2. Балацкая Л.Н. Речевая реабилитация и качество жизни после хирургического лечения больных раком гортани // Сибирский онкологический журнал. – 2003. – № 2. – С. 54–57.

3. Чойнзонов Е.Л. Реабилитация больных опухолями головы и шеи / Е.Л. Чойнзонов, Л.Н. Балацкая, З.Д. Кицманюк и др. – Томск: Изд-во НТЛ, 2003. – 296 с.

4. Бондаренко В.П. Медико-технический комплекс для исследования речевого сигнала при нарушениях голосообразования / В.П. Бондаренко, Е.Ц. Чойнзонов, Л.Н. Балацкая и др. // Медицинская техника. – 2007. – № 4. – С. 11–13.

5. Коренбаум В.И. Акустические эффекты в системе дыхания человека при форсированном вдохе / В.И. Коренбаум, Ю.В. Кулаков, А.А. Тагильцев // Акустический журнал. – 1997. – Т. 43, № 1. – С. 78–86.

6. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Наука, 2004. – С. 87–112.

7. Златоустова Л.В. Общая и прикладная фонетика: учеб. пособие / Л.В. Златоустова, Р.К. Потапова, В.В. Потапов, В.Н. Трунин-Донской. – М.: Изд-во МГУ, 1997. – 416 с.

8. Бондаренко В.П. Программные средства комплекса исследования речевого сигнала при злокачественных заболеваниях гортани / В.П. Бондаренко, Е.Л. Чойнзонов, Л.Н. Балацкая и др. // Медицинская техника. – 2009. – № 4. – С. 33–38.

Харченко Сергей Сергеевич

Мл. науч. сотрудник каф. комплексной информационной безопасности электронно-вычислительных систем ТУСУРа
Тел.: +7-983-233-66-44
Эл. почта: ss.kharchenko@gmail.com

Kharchenko S.S.

Model of esophageal voice in the process of phonation for esophageal speech

This article describes the development of mathematical model for esophageal voice generation in case when the patients have lost their larynx after disease. The developed model considers biomechanical properties of the muscle tissues involved in the phonation.

Keywords: mass model, esophageal voice, esophageal speech, esophagus, larynx cancer.