

Abstract

Vynnychenko O. I.,
Sumy State University,
2 Rymkogo-Korsakova St., Sumy,
Ukraine, 40007

INTRATHORACIC STOMACH USED FOR ESOPHAGOGASTROPLASTY: II. THE STOMACH TRANSPLANT WIDTH AND PYLORIC DRAINAGE PROCEDURE IMPACT ON GASTRIC EMPTYING TIME

Introduction. There are limited data concerning food transportation through the intrathoracic stomach used for esophageal replacement after resection. Bilateral truncal vagotomy and partial sympathectomy make the stomach transplant act as an inert tube; although, food moves only by gravitation force there.

Purpose. After previous application of the basic physical and mathematical model of the intrathoracic stomach, I assumed that further assessment of the gastroplasty model width and diameter of pyloric canal should be performed.

Materials and methods. The gastric tube models with the three different diameters of 30 mm (prototype is narrow gastric tube); 60 mm (prototype – wide gastric tube) and 90 mm (prototype – the whole stomach) were produced and connected to the three variants of pyloric canal model (3.5 mm vs 7.0 mm vs 14.0 mm). I calculated the transportation time through physical models for 250 ml of water and 50 % glycerin. I analyzed either additional negative chest pressure and positive intraabdominal pressure had effect on the liquids emptying time.

Results. The obtained results showed that the time periods of water emptying for 90 mm gastric tube were 63.3 ± 2.0 ; 15.0 ± 1.3 and 3.4 ± 1.0 seconds for 3.5 mm; 7.0 mm and 14 mm pyloric canal models respectively; the time periods of water emptying for 60 mm gastric tube were 38.8 ± 1.1 ; 9.8 ± 0.8 and 2.4 ± 0.8 seconds for 3.5 mm; 7.0 mm and 14 mm pyloric canal models respectively; and the time periods of water emptying for 30 mm gastric tube were 19.7 ± 2.1 ; 5.3 ± 1.9 and 1.3 ± 0.8 seconds for 3.5 mm; 7.0 mm and 14 mm pyloric canal models respectively. The term of glycerin transportation was significantly higher comparing with water transportation through the model (3.2–3.4 odd). Additional negative chest pressure and positive intraabdominal pressure had no effect on the liquids evacuation time.

Discussion: Emptying time equation for intrathoracic stomach model was calculated and compared with data obtained from physical model exploration. I assumed that the width stomach transplant defined the emptying time regardless fluid consistency. I emphasized on the necessity of wide gastric tube esophageal replacement and digital pyloric rupture at clinical setting.

Key words esophagogastroplasty, the modeling of intrathoracic stomach, stomach transplant width, emptying time equation.

Corresponding author: * vynychn@gmail.com

THE PHYSICAL AND MATHEMATICAL MODEL OF

Резюме

Винниченко О. І. *,
Сумський державний
університет,
вул. Римського-Корсакова, 2,
Суми, Україна, 40007

ФІЗИКО-МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ІНТРАТОРАКАЛЬНОГО ШЛУНКА, ВИКОРИСТАНОГО ДЛЯ ЕЗОФАГОГАСТРОПЛАСТИКИ: II. ВПЛИВ ШИРИНИ ТРАНСПЛАНТАТА І ПІЛРОМІОТОМІЇ НА ШВИДКІСТЬ ЕВАКУАЦІЇ

Існуючі дані не дозволяють вірогідно пояснити, як проходить спороження від їжі інтраторакального шлунка, використаного для

пластики резектованого стравоходу. Вимушена двобічна ваготомія та часткова симпатектомія призводить до того, що шлунковий трансплантат діє як інертна трубка, і введена в нього їжа пересувається лише за рахунок сили тяжіння. На цій підставі створена фізико-математична модель інтраторакального шлунка, яка має на меті визначення терміну транзиту через нього вмісту різної консистенції. Ця модель доводить, що із збільшенням ширини шлункового трансплантата евакуація сповільнюється незалежно від консистенції вмісту. Час евакуації корелює із діаметром моделі пілоричного каналу. Отримані дані обґрунтовують доцільність формування шлункового трансплантата у вигляді широкої трубки та пілородігітоклазії як дренажної операції під час езофагогастропластики.

Ключові слова: езофагогастропластика, шлунковий трансплантат, час спорожнення, моделювання інтраторакального шлунка.

Резюме

Винниченко А. И.,
Сумский государственный
университет,
ул. Римского-Корсакова, 2,
Сумы, Украина, 40007

ФИЗИКО-МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ИНТРАТОРАКАЛЬНОГО ЖЕЛУДКА, ИСПОЛЬЗУЕМОГО ДЛЯ ЭЗОФАГОГАСТРОПЛАСТИКИ: II. ВЛИЯНИЕ ШИРИНЫ ТРАНСПЛАНТАТА И ПИЛОРОМИОТОМИИ НА СКОРОСТЬ ЭВАКУАЦИИ

Существующие данные не позволяют достоверно объяснить, как происходит опорожнение от пищи интраторакального желудка, использованного для пластики резецированного пищевода. Вынужденная двухсторонняя ваготомия и частичная симпатэктомия определяют то наблюдение, что желудочный трансплантат действует как инертная трубка и попавшая в него еда движется только за счет силы тяготения. Основываясь на этом, была создана модель интраторакального желудка, с целью определить, как быстро происходит транзит пищи разной консистенции. Эта модель позволяет утверждать, что с увеличением ширины желудочного трансплантата эвакуация содержимого замедляется независимо от его консистенции. Время эвакуации также коррелирует с диаметром модели пилорического канала. Полученные данные обосновывают целесообразность формирования широкого желудочного трансплантата и пилородигитоклазии как дренирующей операции при эзофагогастропластике.

Ключевые слова: опорожнение, моделирование интраторакального желудка, эзофагогастропластика.

Автор відповідальний за листування: * vynnych@gmail.com

“...Весь попередній досвід запевняє нас у тому, що природа являє собою реалізацію найпростіших математично допустимих елементів. Я впевнений, що за допомогою чисто математичних конструкцій ми можемо знайти ті поняття і закономірні зв'язки між ними, які дадуть нам ключ до розуміння явищ природи ...”

А. Ейнштейн, “Світ, яким я його бачу”

Вступ

Близько 60 % пацієнтів, яким була виконана резекція стравоходу та його реконструкція шлунковим трансплантатом, свідчать про симптоми сповільненого спорожнення шлунка

від їжі [1; 2; 3]. Це проявляється у появі відчуття стиснення в грудях та епігастрії після приймання невеликої кількості їжі, печії, дисфагії, приводить до аспірації шлункового вмісту до трахеобронхіального дерева,

спричиняє порушення харчування та, насамкінець, знижує якість життя пацієнтів [4; 5].

Очевидно, що виникнення перелічених явищ є багатофакторним, проте зрозуміло, що в основі лежить порушення евакуаторної функції шлункового трансплантата. Внаслідок парасимпатичної та частково симпатичної денервації він втрачає здатність до активного скорочення, з одного боку, з іншого – виникає непрохідність (часткова або інколи повна) пілоричного каналу. Вважають, що просування введеної в шлунок їжі відбувається лише за рахунок сили тяжіння [1; 2]. З метою профілактики затримки евакуації вмісту шлункової трубки виконують пілороміотомію [6].

Існуючі літературні дані не дозволяють вірогідно пояснити, як саме проходить спорожнення інтраторакального шлунка від їжі, чи виконує трансплантат резектованого стравоходу покладену (передбачувану) на нього функцію доставки вмісту від глотки до початкових відділів кишківника в ті терміни і з такою швидкістю, яка б відповідала природним параметрам. До цього часу не є очевидним і доцільність виконання пілородренуючих втручань під час езофагогастропластики, не встановлені закономірності спорожнення інтраторакального шлунка залежно від розміру трансплантата.

Існує значна низка обмежень щодо проведення функціональних досліджень у клінічній практиці у хворих після езофагогастропластики [4]. Це спонукало нас до застосування методу моделювання спорожнення інтраторакального шлунка, який був апробований нами у вигляді базової фізичної моделі та її математичного обґрунтування [7].

Так, на підставі даних щодо терміну спорожнення базової моделі інтраторакального шлунка шириною 60 мм було встановлено, що час спорожнення залежить від діаметра моделі пілоричного каналу. Статистична різниця (достовірність) була зафіксована для обох тестових рідин (вода і 50 % гліцерин) та стосовно кожного із трьох варіантів ширини пілоричного каналу (3,5 мм проти 7,0 та 14,0 мм).

Математична формула часу спорожнення від води для інтраторакального шлунка дозволила спрогнозувати ймовірні закономірності:

- 1) на час спорожнення прямо пропорційно впливає діаметр шлункової трубки;
- 2) на час спорожнення зворотно впливає діаметр пілоричного каналу;
- 3) діаметр шлункової трубки більш істотно впливає на термін спорожнення, аніж діаметр пілоричного каналу;
- 4) формула не дозволяє зробити розрахунок для рідин, відмінних від води за в'язкістю.

Метою цієї частини дослідження є аналіз вірогідності математичної моделі щодо часу спорожнення залежно від ширини трансплантата та діаметра пілороміотомії шляхом її зіставлення із результатами, отриманими від фізичної (експериментальної) моделі.

Матеріали та методи

Аналогічно до попередньої роботи [7] ширина моделі пілоруса буде становити:

1) 3,5 мм – це відповідає клінічному варіанту, коли пілородренуюча операція не виконується. Теоретично спорожнення із шлунка в такому випадку розпочинається лише тоді, коли тиск у кукці шлунка за рахунок введеної в нього їжі перевищить тону́с пілоричного сфінктера. Діаметр пілоричного каналу при цьому встановити важко, тому розмір 3,5 мм взятий нами як найменш можливий для проведення експерименту;

2) 7,0 мм – цей розмір відповідає атонічному, розширеному сфінктеру. Клінічну паралель ми проводимо з інтенсивною пальцевою компресією (пілородігітокласія, або роздавлювання) пілоричного сфінктера, як варіант пілородренуючого втручання [6];

3) 14,0 мм – це розмір пілоричного каналу після пілороміотомії, клінічна аналогія – пілороміотомія за Ramshedt.

Ширина моделі інтраторакального шлунка 30 мм відповідає клінічному варіанту формування шлункового трансплантата у вигляді вузької трубки. Ширина моделі 90 мм аналогічна використанню шлунка у вигляді цілого органу (після денудації малої кривизни). Модель (шириною 60 мм), що відповідає формуванню трансплантата у вигляді широкої шлункової трубки, була застосована як базова і була описана раніше [7].

Модель шлункового трансплантата розміщена в герметичній ємності, виготовленій із прозорого пластика, до неї під'єднані водний манометр та трубка для створення вакууму (модель грудної порожнини). Моделі

інтраторакального шлунка та пілоричного каналу з'єднані між собою, до останньої приєднана гумова трубка з метою регуляції тиску спротиву спорожненню, який існує природно в черевній порожнині.

Задача про спорожнення моделі зводиться до визначення швидкості витікання рідини та витрати цієї рідини [8]. Як певну паралель до природного об'єму їжі, і яку вживає пацієнт у середньому, визначали час витікання 250 мл рідини із зазначених моделей шлунка та пілоричного каналу.

Для базової моделі інтраторакального шлунка (60 мм) із діаметром пілоричного каналу 7 мм проведено 2 серії експериментів (по 10) із використанням як тестової рідини води з такими додатковими параметрами:

1-ша серія – негативний інтраплевральний тиск – – 20 мм водного стовпа – моделює стан у плевральній порожнині максимального видиху;

2-га серія – позитивний внутрішньо-абдомінальний тиск – + 20 мм водного стовпа – моделює стан максимального напруження.

Для кожної із моделей інтраторакального шлунка (30, 60 та 90 мм) та моделей пілоричного каналу (3,5; 7,0 та 14 мм) провели по 10 дослідів із обома тестовими рідинами (вода і 50 % гліцерин) при температурі 20 °С.

Результати та їх обговорення

Отримані результати подані в таблицях 1, 2, 3.

Таблиця 1

Час спорожнення моделі інтраторакального шлунка від води залежно від ширини шлункової трубки та діаметра пілоричного каналу

| Діаметр моделі шлункової трубки, мм | Ширина пілоруса 3,5 мм | Ширина пілоруса 7 мм | Ширина пілоруса 14 мм | t-тест |
|-------------------------------------|------------------------|----------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| 30 | 19,7 ± 2,1 | 5,3 ± 1,9 | 1,3 ± 0,8 | $p_{1-2} < 0,05$ $p_{2-3} < 0,05$ |
| 60 | 38,8 ± 1,1 | 9,8 ± 0,8 | 2,4 ± 0,8 | $p_{1-2} < 0,05$ $p_{2-3} < 0,05$ |
| 90 | 63,3 ± 2,0 | 15,0 ± 1,3 | 3,4 ± 1,0 | $p_{1-2} < 0,05$ $p_{2-3} < 0,05$ |

Схематично три моделі інтраторакального шлунка різної ширини подані на рисунку 1.

Кожна із моделей заповнена однакою об'ємом тестової рідини, в даному випадку 250 мл (0,00025 м³). У вертикальному

положенні такий об'єм рідини (її верхній рівень) знаходиться в трубці з діаметром 3 см на висоті $H_1 = 0,35$ м, у трубці з діаметром 6 см – на висоті $H_2 = 0,09$ м, у трубці з діаметром 9 см – на висоті $H_3 = 0,04$ м. Відповідно тиск, створений на нижньому рівні кожної із трубок, буде різним ($P = \rho gH$).

Таблиця 2

Час спорожнення моделі інтраторакального шлунка від гліцерину залежно від ширини шлункової трубки та діаметра пілоричного каналу

| Діаметр моделі шлункової трубки, мм | Ширина пілоруса 3,5 мм | Ширина пілоруса 7 мм | Ширина пілоруса 14 мм | t-тест |
|-------------------------------------|------------------------|----------------------|-----------------------|--------------------------------------|
| 30 | 68,7 ± 1,0 | 18,1 ± 0,9 | 4,2 ± 0,8 | $p_{1-2} < 0,05$ $p_{2-3} < 0,05$ |
| 60 | 142,6 ± 1,6 | 26,4 ± 1,0 | 12,3 ± 1,5 | $p_{1-2} < 0,05$ $p_{2-3} < 0,05$ |
| 90 | 214,2 ± 2,1 | 48,4 ± 1,2 | 13,9 ± 1,0 | $p_{1-2} < 0,05$ $p_{2-3} < 0,05$ |

Таблиця 3

Час спорожнення моделі інтраторакального шлунка 60 мм через модель пілоричного каналу 7 мм в умовах моделювання внутрішньоплеврального та внутрішньоабдомінального тиску

| Тестова рідина | Тиск внутрішньоплевральний – – 20 мм водн. ст. | Тиск внутрішньо-абдомінальний – + 20 мм водн. ст. | Базовий вимір |
|----------------|--|---|---------------|
| Вода | 9,5 ± 0,9 | 10,4 ± 1,0 | 9,8 ± 0,8 |
| | $p > 0,05$ | $p > 0,05$ | |

Найбільш простим випадком вивчення витікання рідини є витікання під постійним тиском (рис. 2).

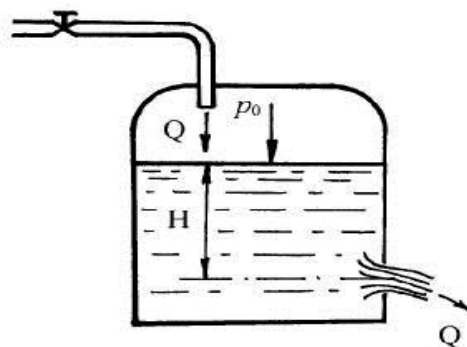


Рис. 2. Схема витікання рідини з установленою швидкістю під постійним тиском

При постійному напорі p_0 швидкість витікання рідини буде незмінною в часі, тобто рух буде встановленим. Через отвір діаметром

d, розміщений на глибині Н, проходить витікання або в газове середовище з тиском р, який дорівнює атмосферному, як це здійснювалося в експерименті, або під рівень рідини, як відбувається в природних умовах. Проте, як відомо, закономірності, що описують ці варіанти, є однаковими [8].

Вільна поверхня рідини в резервуарі перебуває під тиском р. Для того щоб отримати формулу для визначення швидкості та витрати рідини, використаємо рівняння Бернуллі для розрізів А-А та С-С, рух в яких можна вважати рівномірним.

Тоді рівняння Бернуллі матиме вигляд:

$$H + \frac{p_0}{\rho g} + \frac{\alpha_0 V_0^2}{2g} = \frac{p_c}{\rho g} + \frac{\alpha_c V_c^2}{2g} + h_{втр}, \tag{1.1}$$

де
 Н – глибина центра вихідного отвору в стінці резервуара;
 р₀ та р_с – тиск у вибраних точках у розрізах А-А та С-С;
 V – середня швидкість руху рідини;
 h_{втр} – втрата напору (питомої енергії на ділянці між вибраними розрізами);
 α₀ та α_с – коефіцієнти Каріоліса, що враховують нерівномірність розподілу швидкостей по розрізу струменя.

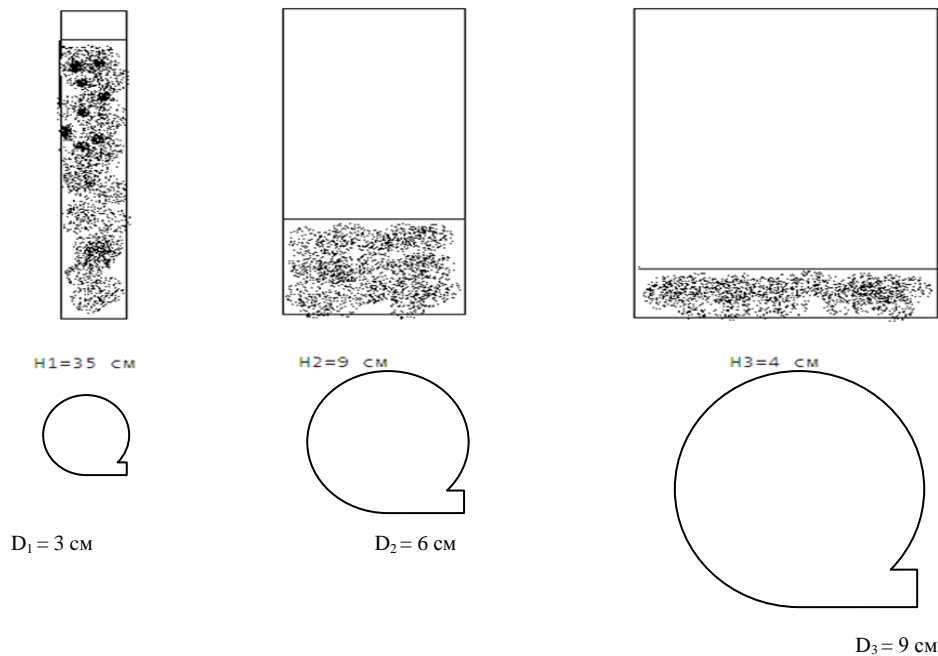


Рис. 1. Моделі інтратрахеального шлунка різної ширини, заповнені 250 мл рідини

Швидкість руху рідини в розрізі А-А є малою і тому нею можна знехтувати (V₀=0). Втрата питомої енергії (місцеві втрати) будуть дорівнювати

$$h_{втр} = \zeta \times \frac{V_c^2}{2g}, \text{ де } \zeta - \text{коефіцієнт втрат.} \tag{1.2}$$

Тоді з урахуванням викладеного та формули 1.2 рівняння 1.1 трансформується:

$$H + \frac{p_0}{\rho g} + \frac{\alpha_0 V_0^2}{2g} = \frac{p_c}{\rho g} + \frac{\alpha_c V_c^2}{2g} + \zeta \times \frac{V_c^2}{2g}$$

Перенесемо перший доданок правої частини в ліву і назвемо цю суму діючим, або розрахованим, напором Н_р :

$$H_p = H + \frac{p_0 - p_c}{\rho g} = \frac{\alpha_c V_c^2}{2g} + \zeta \times \frac{V_c^2}{2g};$$

$$H_p = H + \frac{p_0 - p_c}{\rho g} = (\alpha_c + \zeta) \times \frac{V_c^2}{2g}$$

Для середньої швидкості в розрізі С-С отримемо формулу

$$V_c = \frac{1}{\sqrt{\alpha_c + \zeta}} \times \sqrt{2gH_p} = \varphi \sqrt{2gH_p}, \tag{1.3}$$

де φ – коефіцієнт швидкості, який визначається за формулою:



$$\varphi = \frac{1}{\sqrt{\alpha_c + \zeta}} \tag{1.4}$$

і відображає вплив розподілу швидкостей у струмені в стиснутому розрізі (α_c) та втрат напору (ζ). У разі витікання ідеальної рідини ($\alpha_c = 1$ та $\zeta = 0$) із формули 1.4 слідує, що $\varphi = 1$, тобто швидкість ідеальної рідини становить $V_{ид} = \sqrt{2gH_p}$.

(1.5)

Із формул 1.3 та 1.5 випливає, що фізичний сенс коефіцієнта швидкості φ – це величина, яка є співвідношенням середньої швидкості витікання ідеальної рідини та швидкості реальної рідини за однакових умов. При витіканні реальної рідини коефіцієнт $\varphi < 1$.

Для визначення другої частини завдання, а саме витрати рідини, необхідно врахувати

формули стиснення струменя $\varepsilon = \frac{S_c}{S}$ та швидкості струменя $V_c = \varphi \sqrt{2gH_p}$. Із формули витрати рідини $Q = S_c \times V_c$ отримуємо

$$Q = \varepsilon \varphi S \sqrt{2gH_p} \text{ та } Q = \mu S \sqrt{2gH_p} \tag{1.6}$$

де μ – коефіцієнт витрати води.

Для практичного використання формули (1.6) виконаємо таке перетворення: позначимо всередині моделі трубки на рівні поверхні рідини тиск, який дорівнює p_1 (де швидкість рідини можна взяти за 0), тоді перепад тиску Δp , під впливом якого проходить витікання рідини через отвір, буде дорівнювати

$$\Delta p = p_1 - p_c = (p_0 + \rho g H) - p_c = \rho g H_p \tag{1.7}$$

Позначимо із формули 1.7 розрахунковий напір H_p та підставимо його у формулу 1.6:

$$H_p = \frac{\Delta p}{\rho g}, \text{ отримуємо формулу витрати рідини } Q = \mu S \sqrt{\frac{2}{\rho} \times \Delta p} \tag{1.8}$$

За допомогою формули 1.8 вирішується основне завдання із визначення витрати рідини під час її витікання. Для визначення часу проходження 250 мл рідини через моделі інтраторакального шлунка із різними

діаметрами використаємо формулу витрати рідини за об'ємним способом, а саме $Q = \frac{V}{t}$, тоді

$$t = \frac{V}{\mu S \sqrt{\frac{2}{\rho} \times \Delta p}} = \frac{V}{\mu \pi \frac{d^2}{4}} \times \frac{1}{\sqrt{\frac{2}{\rho} \times (p_0 + \rho g H) - p_c}} \tag{1.9}$$

$$t = \frac{V}{Q} = \frac{V}{\mu S \sqrt{2gH}} = \frac{V}{\mu S} \times \frac{1}{\sqrt{2gH}} = \frac{16V^2 \times \pi d^2}{\mu^2 \pi^2 d^4 \times 8Vg} = \frac{2V \times D^2}{\mu^2 \pi d^4 g}$$

(1.10)

Формула 1.10 уточнює формулу, яку ми використали для розрахунку часу спорожнення моделі інтраторакального шлунка в нашій роботі із базовою моделлю, за рахунок введення в неї коефіцієнта витрати води μ (його фізичний сенс у тому, що чисельно він дорівнює відношенню дійсної витрати рідини до ідеального). У формулі 1.9 уже враховані густина рідини ρ , та тиск над рівнем рідини (негативний інтраплевральний) і тиск спротиву (внутрішньоабдомінальний), що визначалося як одне із перспективних завдань цього дослідження.

Проте для більш детального врахування витрати рідини необхідно також розуміти характер потоку струменя (ламінальний чи турбулентний), у чому допомагає розрахунок

$\frac{Vd}{\nu}$ формули та числа Рейнольдса: $Re = \frac{Vd}{\nu}$, де зазначається, що основні фактори, які впливають на характер потоку рідини, – це середня швидкість руху, діаметр трубки, щільність та динамічна в'язкість рідини. Наші розрахунки для потоку струменя гліцерину при температурі 20 °C, з урахуванням даних графіків числа Рейнольдса, свідчать про те, що швидкість витікання гліцерину менша в 3,2–3,4 раза порівняно зі швидкістю витікання води.

Отримані дані із фізичної моделі інтраторакального шлунка в поєднанні із моделлю пілоричного каналу та їх математичні обґрунтування дозволяють провести такі паралелі із клінічною практикою:

1. Вплив ширини шлункового трансплантата на швидкість його спорожнення: адвокати використання цілого шлунка як стравохідного трансплантата свідчать про те, що ці пацієнти порівняно із пацієнтами із



вузькою шлунковою трубкою вживають упродовж дня більший об'єм їжі, можуть їсти швидше та не мають відчуття переповнення в грудній порожнині після приймання їжі. Пояснення знаходять у тому, що формування шлункової трубки викликає зменшення об'єму органа мінімум на одну третину від природного, а у випадку використання вузької трубки її об'єм відрізняється від звичайного майже вдвічі [9; 10]. Проте і пацієнти із цілим шлунком як трансплантат вказують на відчуття переповнення в грудях (близько 20 %) [2; 3], що пояснюють невідповідністю об'єму шлунка та вузького середостіння [11]. При наповненні їжею такий трансплантат стискає легеню, серце та крупні судини, відповідно викликає порушення їх діяльності. Математична модель вузької трубки діаметром 3 см підтверджує, що об'єм 250 мл рідини заповнює її на повну довжину. Це може пояснювати скарги пацієнтів із вузьким шлунковим трансплантатом на негайне після приймання їжі відчуття стиснення в грудях та нерідко регургітацію вжитого. При ширині трансплантата 6 см аналогічний об'єм рідини заповнює його лише на висоту 9 см. Рентгенологічне обстеження пацієнтів із широкою шлунковою трубкою доводить, що така трубка міститься в межах середостіння, не стискає інші органи на відміну від пацієнтів із цілим шлунком. Таким чином, відсутні анатомічні та функціональні передумови для появи відчуття негайного після приймання їжі переповнення в грудній клітині саме в групі пацієнтів із широкою шлунковою трубкою (6 см).

2. Дані фізичної моделі показують, що евакуація вмісту із вузької трубки відбувається швидше порівняно із часом евакуації із широкої трубки та тим більше із моделі цілого шлунка. Математичне обґрунтування цього знаходимо у формулі 1.3, а саме, що швидкість спорожнення визначається висотою стовпа рідини, який є найбільшим у моделі вузької шлункової трубки (35 см при заповненні 250 мл води). Ця закономірність прослідковується і для більш в'язких, аніж вода тестових рідин (гліцерин). Реальний час спорожнення фізичної моделі від рідини об'ємом 250 мл відрізняється від математично

розрахованого (є більшим), оскільки розрахунок проводився для витікання під постійним тиском, а у фізичному експерименті висота стовпа постійно зменшувалась (і в природних умовах також), що і викликало сповільнення витікання рідини.

3. Чи впливає негативний інтраплевральний тиск і позитивний внутрішньо-абдомінальний тиск на швидкість спорожнення моделі шлунка від рідини? Дані фізичної моделі показують відсутність статистично вагомого впливу. Математичний розрахунок пояснює це тим, що тиск негативний p_0 на верхньому рівні рідини та додатковий тиск супротиву витіканню є незначними (менше 10 %) порівняно із гравітаційним (ρgH) тиском, створеним стовпчиком рідини.
4. З метою оцінки впливу ширини вихідного отвору (модель пілоричного каналу) на швидкість спорожнення моделі інтраплевральної шлунка звернемося до даних таблиць 1 та 2. Наприклад, для моделі шириною 60 мм 250 мл води витікло за 39 секунд при ширині вихідного отвору 3,5 мм, за 9,8 с при ширині – 7 мм та 2,5 с при ширині моделі пілоричного каналу 14 мм. Екстраполяція цих даних на клінічну практику дозволяє твердити про необхідність виконання пілородренуючих втручань при езофагогастропластиці. Необхідність цього є більш нагальною у випадку формування вузької шлункової трубки [12], в якій навіть невелика кількість рідини займає весь об'єм трансплантата, при цьому тиск зростає та викликає відчуття стиснення в грудях та регургітацію. У разі пластики широкою шлунковою трубкою або цілим органом об'єм трансплантата дозволяє дещо знівелювати цей феномен. Проте безпосередньо евакуація із шлункового трансплантата не може розпочатися до моменту, поки внутрішньошлунковий тиск не перевищить необхідний для розкриття пілоруса. Фізіологічні підстави для включення цього механізму (в умовах стовбурової двосторонньої ваготомії) не є достатньо відомими. Тому можна зробити висновок про те, що розширення пілоричного каналу є об'єктивно обґрунтованим.

5. Чи є доцільним розширяти пілорус до максимально можливого розміру? Відповідь на це запитання лежить, напевно, не в одній площині. Як відомо, швидке надходження вмісту шлунка до дванадцятипалої кишки, особливо це стосується гіперосмолярних розчинів, викликає демпінг-синдром [13]. З іншого боку, відсутність пілоричного бар'єра призводить до біліарного дуоденогастрального рефлексу [14]. І якщо останній не викликає значних функціональних порушень і скарг пацієнтів, то маніфестація цього явища у вигляді змішаного біліарно-кислотного шлунково-езофагеального рефлюксу є передумовою не лише функціональних відхилень у вигляді печії, за грудинного болю, явищ ларингіту та аспірації агресивного вмісту в трахеобронхіальне дерево, а і з часом формування анатомічних порушень шляхом рубцювання анастомозу та кукси стравоходу [15; 16].
6. Математична модель інтраоракального шлунка напевно дозволяє пошукати відповідь і на більш глобальне запитання: ми бачимо шлунковий трансплантат як замітник функції стравоходу щодо проходження вмісту від глотки до кишківника? Чи ми хочемо не втратити іншу частину функцій шлунка (резервуарну, кислотопродукувальну)? З урахуванням швидкості проходження вмісту через шлунковий трансплантат, яка визначається не фізіологічними механізмами, а лише силою тяжіння, можна піддати сумніву важливість збереження кислотопродукувальної функції органа. На цих самих підставах втрачається і доцільність збереження резервуарної здатності трансплантата. Залишається лише бар'єрна функція між шлунковим трансплантатом та мобілізованою та зміщеною до стравохідного отвору діафрагми дванадцятипалою кишкою. Як показано раніше, вона не може бути повністю збережена, оскільки стоїть на заваді фізичним законам пересування вмісту трансплантата, з іншого боку, її антирефлюксна унікальність не повинна бути втрачена цілковито. Відомо, що бар'єрний механізм між частинами травного тракту забезпечується як м'язовим компонентом, так і слизовим шаром. У разі

виконання пілороміотомії порушуються обидва компоненти, і просвіт між пілоричним каналом та дванадцятипалою кишкою є максимальним. Виконання пілородигітоклазії (роздавлювання пальцями м'язового шару) забезпечує такий просвіт пілоричного каналу, який дозволяє без перешкод, оптимально швидко, проходити вмісту шлунка в кишківник. З іншого боку, слизовий антирефлюксний компонент залишається неушкодженим.

Запропонований метод фізико-математичного моделювання з метою оцінки просування вмісту через інтраоракальний шлунок має свої обмеження. Спрощення моделі стосовно природного аналога дозволяє зрозуміти основну проблему, а саме, як швидко проходить евакуація із трансплантата, проте водночас він не враховує такі важливі моменти, як: а) пересування в'язких рідин у моделі торакального шлунка залежить від низки факторів, які неможливо врахувати в математичному описі моделі. Найбільш складним є вивчення коефіцієнту місцевих втрат ζ , який значно зменшує швидкість просування вмісту; б) модель не може врахувати природну еластичність шлункової стінки, вплив (стиснення) від сусідніх органів на шлунковий трансплантат. Розміщення пілоруса на рівні діафрагмального отвору (що створює додаткове стиснення трансплантата) та його розміщення не в строго перпендикулярній до шлунка площині жодним чином не враховані в запропонованій моделі. Так само в моделі не врахована природна здатність пацієнтів вживати, а шлунковому трансплантату переміщати тверду за консистенцією їжу [17]

Висновки

1. Фізико-математична модель інтраоракального шлунка дозволяє зрозуміти закономірності евакуації вмісту із природного трансплантата. Його ширина (діаметр) визначає, як швидко під впливом сили тяжіння рідина транспортується до дванадцятипалої кишки. Із збільшенням ширини шлункової трубки час евакуації також збільшується.
2. Необхідність виконання пілородренуючих втручачь під час езофагогастропластики пояснюється фізичними закономірностями. Евакуація із шлункового трансплантата настає за умови

перевищення внутрішньошлункового тиску над необхідним для розкриття пілоруса, який перебуває в спастичному стані внаслідок двобічної стовбурової ваготомії.

3. При виборі методу пілоропластики необхідно віддавати перевагу пілородигітоклазії, як такому, що забезпечує достатньо швидку евакуацію вмісту із шлункового трансплантату і не втрачає слизовий компонент запірного механізму між шлунком та дванадцятипалою кишкою, що може зменшувати інтенсивність проявів дуоденогастрального рефлюксу.
4. Швидкість пересування їжі шлунковим трансплантатом наближається до природної стравоходом, що ставить під сумнів необхідність збереження кислотопродукувальної та резервуарної функцій інтраторакально розміщеного трансплантата.

References (список літератури)

1. D'Journo XB, Martin J, Ferraro P, Duranceau A. The esophageal remnant after gastric interposition. *Dis. Esophagus*. 2008;21:377–388. doi: 10.1111/j.1442-2050.2008.00849.x
2. Donington JS. Functional conduit disorders after esophagectomy. *Thorac. Surg. Clin*. 2006;16(1):53–62.
3. Nakabayashi T, Mochiki E, Kamiyama Y, Kuwano H. Gastric motor activity in gastric pull-up esophagectomized patients with and without reflux symptoms. *Ann. Thorac. Surg*. 2012;94:1114–1117.
4. Jain V, Sharma S, Kumar R, Kabra SK, Bhatia V, Gupta DK. Transposed intrathoracic stomach: functional evaluation. *Afr. J. Paediatr. Surg*. 2012;99(3):210–6. doi: 10.4103/0189-6725.104722.
5. Martin L, Lagergren J, Lindblad M, Rouvelas I, Lagergren P. Malnutrition after oesophageal cancer surgery in Sweden. *Br J Surg*. 2007;94(12):1496–500.
6. Deng B, Tan QY, Jiang YG, Zhao YP, Zhou JH, Chen GC, Wang RW. Prevention of early delayed gastric emptying after high-level esophagogastrectomy by "pyloric digital fracture". *World J. Surg*. 2010;34(12):2837–2843. doi: 10.1007/s00268-010-0766-z
7. Vynnychenko O.I. [The physical and mathematical model of intrathoracic stomach used for esophagogastroplasty: basic principles and method of mathematic modeling]. *Journal of Clinical and Experimental Medical Research*. 2013;1(3):347–353.
8. Prithard PJ. *Fox and McDonald's introduction to fluid mechanics*. Hoboken: John Wiley and Sons Inc., 2011, 899 p.
9. Fu JH. [Reconstruction of esophagus with-gastric tube: view from anatomical physiology]. *Zhonghua Wei Chang Wai Ke Za Zhi*. 2008;11(1):8–10.
10. Gutschow C, Collard JM, Romagnoli R, Salizzoni M, Hölscher A. Denervated stomach as an esophageal substitute recovers intraluminal acidity with time. *Ann. Surg*. 2001;233(4):509–514.
11. Ndoye JM, Dia A, Ndiaye A, Fall B, Diop M, Ndiaye A, Sow ML. Arteriography of three models of gastric oesophagoplasty: the whole stomach, a wide gastric tube and a narrow gastric tube. *Surg. Radiol. Anat*. 2006;28(5):429–437.
12. Samoylov PV. [Changes of mediastinum organs topography after the resection of the esophagus with plastic of the gastric transplantat (operation of the type Lewis) in the remote period after surgery]. *Fundamental Research*. 2013;5:135–138.
13. Palmes D, Weilinghoff M, Colombo-Benkmann M, Senninger N, Bruewer M. Effect of pyloric drainage procedures on gastric passage and bile reflux after esophagectomy with gastric conduit reconstruction. *Langenbecks Arch. Surg*. 2007;392:135–141.
14. Velanovich V. Esophagogastrectomy without pyloroplasty. *Dis. Esophagus*. 2003;16:243–245.
15. Yuasa N, Sasaki E, Ikeyama T, Miyake H, Nimura Y. Acid and duo-denogastroesophageal reflux after esophagectomy with gastric tube reconstruction. *Am. J. Gastroenterol*. 2005;100(5):1021–1027.
16. Rice TW. Anastomotic stricture complicating esophagectomy. *Thorac. Surg. Clin*. 2006;16(1):63–73.
17. Zhang C, Wu QC, Hou PY, Zhang M, Li Q, Jiang YJ, Chen D. Impact of the method of reconstruction after oncologic esophagectomy on quality of life – a prospective, randomised study. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*. 2011;39:109–114.

(received 07.01.2014, published online 15.03.2014)
(отримано 07.01.2014, опубліковано 15.03.2014)

