

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ В СИСТЕМЕ ДИСТАЛЬНЫЙ КАНАЛ – АРТЕРИОЛА, КАК СОСТАВНОЙ ЧАСТИ МО- ДЕЛИ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ СЕРДЕЧНО - СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ И ПОЧЕК

Шабанова М.И.

На сегодняшний день во всем мире актуальна проблема быстрого роста числа больных, нуждающихся в заместительной почечной терапии. В связи с этим остро встает вопрос торможения прогрессирования хронической почечной недостаточности (ХПН).

За последнее время в этом направлении достигнуты значительные успехи. Однако остаются открытыми следующие вопросы: почему при одинаковой выраженности факторов риска у одних наблюдается быстрое прогрессирование ХПН, а у других – медленное; почему методы диагностики не позволяют выявить снижение функциональной способности почек в то время, когда наступление ХПН еще можно предотвратить. Вследствие этого разработка кибернетических моделей функционирования почек является очень актуальной.

Существуют различные модели почки. В данной статье рассматривается модель обратной связи в системе дистальный канал – артериола (рис. 1), позволяющая контролировать скорость клубочковой фильтрации, при изменении уровня солей в дистальном канале.



Рисунок 1 Блок-схема контура регулирования скорости клубочковой фильтрации при изменении уровня солей в дистальном канале:

АА – афферентная артериола; ЭА – эфферентная артериола; БК – Боуменова капсула; ПК – проксимальный канал; НВ – нисходящая ветвь; ПГ – петля Генле; ДК – дистальный канал; ПП – плотное пятно; СТ – собирающая трубка.

Предполагается, что объемы дистального, проксимального каналов и собирающей трубки равны. Уравнения описывают фильтрационно-реабсорбционную деятельность нефрона с учетом удаления мочи:

$$\begin{aligned} \frac{dNa_{PC}}{dt} &= GFR \cdot C_{Na}^{KA} + Na_{ab} - Na_{reabPC} - F_{PC} \cdot C_{Na}^{PC}, \\ \frac{dNa_{DC}}{dt} &= F_{PC} \cdot C_{Na}^{PC} + Na_{reabPC} - Na_{reabDC} - F_{DC} \cdot C_{Na}^{DC}, \\ \frac{dNa_{CT}}{dt} &= F_{DC} \cdot C_{Na}^{DC} - F_{CT} \cdot C_{Na}^{CT}, \\ \frac{dNa_U}{dt} &= F_{CT} \cdot C_{Na}^{CT}, \quad \frac{dV_U}{dt} = F_{CT}, \\ F_{PC} &= GFR - PC_{reab}, \quad F_{DC} = F_{PC}, \\ F_{CT} &= F_{PC} - CT_{reab}, \quad GFR = K_{GFR} \cdot P_F, \\ Na_{reabDC} &= S(Al) \cdot Na_{reabDC}^{norm}, \\ \frac{dAl}{dt} &= K_{Al} \cdot (C_{Na}^{KANorm} - C_{Na}^{KA}) - D_{Al} \cdot Al, \\ CT_{reab} &= S(ADG) \cdot CT_{reabDC}^{norm}, \\ \frac{dADG}{dt} &= K_{ADG} \cdot (C_{Na}^U - C_{Na}^{Unorm}) - D_{ADG} \cdot ADG, \\ W_{reab} &= CT_{reab} + PC_{reab}, \\ Na_{reabPC} &= PC_{reab} \cdot C_{Na}^{PC}, \end{aligned}$$

где $Na_{PC}, Na_{DC}, Na_{CT}, Na_U$ – количество натрия в соответствующих отделах;
 $C_{Na}^{KA}, C_{Na}^{PC}, C_{Na}^{DC}, C_{Na}^{CT}$ – концентрация натрия в соответствующих участках;
 F_{CT}, F_{DC}, F_{PC} – потоки из проксимального канальца в дистальный, из дистального в собирательную трубку, из собирательной трубки в мочевой пузырь;
 V_U – объём мочевого пузыря;
 K_{GFR} – коэффициент зависимости скорости фильтрационного давления P_F ;
 Na_{reabDC}^{norm} – нормальное значение скорости реабсорбции натрия из дистального канала;
 CT_{reabDC}^{norm} – нормальное значение скорости реабсорбции жидкости из собирательной трубки;
 Al и ADG – концентрации альдостерона и АДГ (антидиуретического гормона);
 K_{Al} – коэффициент зависимости скорости секреции альдостерона от недостатка концентрации натрия в почечной артерии;
 C_{Na}^{KANorm} – значение концентрации натрия, при котором секреция альдостерона не происходит;
 D_{Al} – коэффициент, описывающий скорость утилизации альдостерона;
 K_{ADG} – коэффициент зависимости скорости секреции АДГ от превышения концентрации натрия в моче;

C_{Na}^{Unorm} – значение концентрации натрия, при котором секреция АДГ не происходит;

D_{ADG} – коэффициент, описывающий скорость утилизации АДГ;

S – реакция скорости реабсорбции на концентрацию соответствующего гормона, принимает значение 1 при нормальной концентрации.

На основе выше изложенного можно сделать вывод о том, что использование математических моделей позволяет качественно и количественно улучшить и расширить исследование процессов, протекающих внутри системы обратной связи дистальный канал – артериола, что в свою очередь значительно упростит понимание данных процессов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Моделирование систем [Электронный ресурс] : (с изм. и доп.) – Режим доступа: <http://mei07.narod2.ru/modelirovanie/>

2. Математические модели квази-одномерной гемодинамики [Электронный ресурс]:(с изм. и доп.) – Режим доступа: <http://vm.cs.msu.su/prep/MathModeQuas-%201Dhemodin.pdf>

3. Программно-моделирующий комплекс для теоретических исследований взаимодействия физиологических систем человека [Электронный ресурс] : (с изм. и доп.) – Режим доступа: <http://dspace.nbuv.gov.ua/bitstream/handle/123456789/23-26/8%20%20Grigoryan.pdf?sequence=1>