

УДК 612.76:616.711.6

НЕКОТОРЫЕ СПЕЦИФИЧЕСКИЕ МЕХАНИЗМЫ ПОДДЕРЖАНИЯ
СТАТИЧЕСКОЙ ПОЗЫ

Лукашевич В.А.¹, Васюк В.Е.², Манкевич С.М.¹

¹Белорусская медицинская академия последипломного образования,
U.Lukashevich@gmail.com

²Белорусский национальный технический университет

Введение

Авторами работы сформирован новый подход в биокинематической оценке состояния ОДА, основанный на понимании реализуемой биомеханической функции тазового региона (ТР), состоящей в аккумуляции суммарных восходящих векторов опорных реакций и нисходящих силовых векторов верхнего плечевого пояса. При этом актуальность работы обусловлена поиском эффективных средств, позволяющих идентифицировать биокинематические предикторы неоптимальности

статических (постуральных) и динамических состояний опорно-двигательного аппарата.

Материал и методы исследований

В исследовании принимала участие группа здоровых юношей в возрасте от 18 до 21 года с правосторонним ведущим кинематическим звеном ($n=25$). Всем пациентам проводился 3D видеоанализ. В качестве анатомических ориентиров (АО) были использованы проекции костных образований: А1 – левая передне-верхняя ость подвздошной кости; А2 – правая передне-верхняя ость подвздошной кости; Р1 – левая задне-верхняя ость подвздошной кости; Р2 – правая задне-верхняя ость подвздошной кости справа. При проведении измерений каждый испытуемый выполнял батарею диагностических тестов: Тест №1 - «Устойчивой опоры с открытыми глазами»; Тест №2 - «Устойчивой опоры с закрытыми глазами»; Тест №3 – «Неустойчивой опоры с открытыми глазами»; Тест №4 - «Неустойчивой опоры с закрытыми глазами». В разработанном программном пакете рассчитывался показатель D50, отражающий девиацию АО в вертикальном направлении в коридоре между 25 и 75 перцентиллю. Полученные результаты обрабатывались в программном пакете STATISTICA 8.0.

Результаты исследования и их обсуждение

В ходе тестового задания №1 получены следующие значения показателя D50: 1-А1(D50) – 0,5[1,4/0,2]; 1-А2(D50) - 0,6[5,5/0,2]; 1-Р1(D50) - 0,2 [0,6/0,1]; 1-Р2(D50) – 0,2[0,9/0,1] с сильной положительная корреляционной связью между Р1 и Р2.

В ходе тестового задания №2 получены следующие значения показателя D50: 2-А1(D50) – 0,7[0,9/0,4]; 2-А2(D50) - 0,7[1,0/0,4]; 2-Р1(D50) - 0,3[0,4/0,2]; 2-Р2(D50) – 0,3[0,4/0,2] с сильной положительная корреляционной связью между Р1 и Р2, и Р1 и А2.

В ходе выполнения тестового задания №3 получены следующие значения показателя D50: 3-А1(D50) – 0,7[1,1/0,5]; 3-А2(D50) - 0,8[1,1/0,5]; 3-Р1(D50) - 0,9[1,3/0,7]; 3-Р2(D50) – 1,1[1,4/0,8] с сильной положительная корреляционной связью между А1 и А2, и Р1 и Р2.

В ходе выполнения тестового задания №4 получены следующие значения показателя D50: 4-А1(D50) – 1,0[2,0/0,8]; 4-А2(D50) - 1,3[2,4/ 0,6]; 4-Р1(D50) - 2,1[2,4/1,2]; 4-Р2(D50) – 1,7[2,1/ 1,5] с сильной положительная корреляционной связью между А1 и А2, а также между Р1 и Р2.

Статистический анализ результатов выявил следующие закономерности:

1. Тест №1 - специфика обуславливает биокинематическую связь пары Р1:Р2 в регуляции статического положения тела и объясняется преимущественными девиациями региона в сагиттальной плоскости вокруг фронтальной оси. Особенность данного механизма является формирование моторной преднастройки за счет коммуникативного канала сформированного фиксации взора в вентральном направлении (дорсо-вентральный характер). При этом большее значение правостороннего показателя 1-Р2(D50) является

результатом большей кинематической готовности соответствующего ведущего кинематического звена.

2. Тест №2 - механизм обусловлен влиянием преднастроек статической позы за счет эфферентаций вестибулярного анализатора, формирующего преобладающее направление пространственного перемещения. На вероятностный характер данного механизма так же указывает положительная корреляционная связь в паре P1:A2 свидетельствующая об изменении вектора преднастроек статической позы с акцентом в сторону ведущего кинематического звена (диагональный характер).

3. Тест №3 – специфика обусловлена подключением дополнительных механизмов поддержания статического положения тела. Большие девиации правосторонних отделов таза обусловлены соответственно большей активностью ведущего кинематического звена с формированием аксиальной опоры на контралатеральную нижнюю конечность.

4. Тест №4 - отмечается сходная со 2-м тестом акцентуация вектора преднастройки позы в сторону ведущего кинематического звена (диагональный характер).

Выводы

Полученные в ходе исследования данные позволяют выделять следующие специфические механизмы поддержания статической позы в инвариантных условиях:

1. Регуляция статической позы на устойчивой опоре связана с формированием аксиальной опоры преимущественно на нижнюю конечность, не являющуюся ведущим кинематическим элементом. Опорная функция при этом реализуется за счет стабилизации тазового региона в дорзальном отделе.

2. Регуляция статической позы на неустойчивой опоре с визуальным контролем связана с формированием аксиальной опоры преимущественно на нижнюю конечность, не являющуюся ведущим кинематическим элементом. Опорная функция при этом реализуется за счет стабилизации тазового региона, как в дорзальном, так и вентральном отделах.

3. Регуляция статической позы на неустойчивой опоре с проприоцептивным контролем связана с формированием аксиальной опоры на обе нижние конечности. При этом со стороны ведущего кинематического звена стабилизация таза достигается за счет дорзальных отделов, а с противоположной стороны – за счет вентральных.

4. Плоскость стабилизации позы на устойчивой опоре имеет преимущественную сагиттальную ориентацию.

5. Плоскость стабилизации позы с проприоцептивным контролем имеет диагональную направленность (сагиттально-фронтальную ориентацию).

6. Плоскость стабилизации позы на неустойчивой опоре с визуальным контролем имеет фронтальную ориентацию с усилением фиксации опорной стороны.

Литература:

1. Asgari, M. The effects of movement speed on kinematic variability and dynamic stability of the trunk in healthy individuals and low back pain patients / M. Asgari, M.A. Sanjari, H.R. Mokhtarinia, S. Moeini Sedeh, K. Khalaf, M. Parnianpour // *Journal of Clinical Biomechanics*. – 2015. – Vol. 30. – № 7. – P. 682–688.

2. Sadeghisani, M. Comparison of Lumbopelvic and Hip Movement Patterns During Passive Hip External Rotation in Two Groups of Low Back Pain Patients with and without Rotational Demand Activities / M. Sadeghisani, V. Sobhani, E. Kouchaki, A. Bayati, A.A. Ashari, M. Mousavi // *Journal of Orthopedics, Traumatology and Rehabilitation*. – 2015. – Vol. 17. – № 6 – P. 611–618.

3. Sung, P.S. Different coordination and flexibility of the spine and pelvis during lateral bending between young and older adults / P.S. Sung // *Journal of Human Movement Science*. – 2016. – Vol. 46. – P. 229–238.

4. Hoffmann, E.R. Movement of loads with trunk rotation / E.R. Hoffmann, A.H. Chan // *Journal of ergonomics*. – 2015. – Vol. 58. – № 9. – P. 1547–1556.

5. Preece, S.J. The coordinated movement of the spine and pelvis during running / S.J. Preece, D. Mason, C. Bramah // *Journal of Human Movement Science*. – 2016. – Vol. 45. – P. 110–118.

6. mics. – 2013. – Vol. 56. – № 4. – P. 659–666.

7. Senteler, M. Pelvic incidence-lumbar lordosis mismatch results in increased segmental joint loads in the unfused and fused lumbar spine / M/ Senteler, B. Weisse, J.G. Snedeker, D.A. Rothenfluh // *European Spine Journal*. – 2014. – Vol. 23. – № 7. – P. 1384–1393.