

- перспективы применения в костной патологии // Вестник травматологии и ортопедии имени Н.Н. Приорова. 2015. № 2. С. 19-24.
2. *Bickel H., Pinker-Domenig K., Bogner W. et al.* Quantitative apparent diffusion coefficient as a noninvasive imaging biomarker for the differentiation of invasive breast cancer and ductal carcinoma in situ // *Invest. Radiol.* 2015. Vol. 50. № 2. PP. 95-100.
 3. *Gawande R.S., Gonzalez G., Messing S. et al.* Role of diffusion-weighted imaging in differentiating benign and malignant pediatric abdominal tumors // *Pediatr. Radiol.* 2013. Vol. 43. № 7. PP. 836-845.
 4. *Kivrak A.S. et al.* Comparison of apparent diffusion coefficient values among different MRI platforms: A multicenter phantom study // *Diagnostic Interv. Radiol.* 2013. Vol. 19. № 6. PP. 433-437.
 5. *Сергунова К.А., Карпов И.Н., Громов А.И. и др.* Разработка аппаратно-программных средств контроля параметров качества диффузионно-взвешенных изображений для повышения эффективности диагностики опухолевых образований // *Биотехносфера.* 2016. № 5 (47). С. 9-13.
 6. *Блинов Н.Н., Снопина К.А.* Проблемы паспортизации и контроль качества кабинетов магнитно-резонансной томографии // *Медицинская техника.* 2014. № 3 (285). С. 34-37.
 7. *Зеликман М.И., Кручинин С.А., Снопина К.А.* Методика и средства контроля эксплуатационных параметров магнитно-резонансных томографов // *Медицинская техника.* 2010. № 5 (263). С. 27-31.
 8. *Choi M.H., Jeong S., Nam S.I. et al.* Rheology of decamethylcyclopentasiloxane (cyclomethicone) W/O emulsion system // *Macromolecular Research.* 2009. Vol. 17. № 12. PP. 943-949.
 9. *Скирда В.Д., Маклаков А.И., Пименов Г.Г., Фаткуллин Н.Ф., Севрюгин В.А., Двоишкин Н.К., Филиппов А.В., Васильев Г.И.* Развитие градиентного ЯМР в исследованиях структуры и динамики сложных молекулярных систем // *Структура и динамика молекулярных систем (электронный журнал).* 2018. № 2.
 10. *Guiu B., Cercueil J.P.* Liver diffusion-weighted MR imaging: The tower of Babel? // *Eur. Radiol.* 2011. Vol. 21. № 3. PP. 463-467.
 11. *Li H., Jiang X., Xie J., McIntyre J.O. et al.* Time-dependent influence of cell membrane permeability on MR diffusion measurements // *Magn. Reson. Med.* 2016. Vol. 75. № 5. PP. 1927-1934.
 12. *Hope T.R., White N.S., Kuperman J. et al.* Demonstration of non-Gaussian restricted diffusion in tumor cells using diffusion time-dependent diffusion-weighted magnetic resonance imaging contrast // *Front Oncol.* 2016. Vol. 6. Article 179.
 13. *Bongers A., Hau E., Shen H.* Short diffusion time diffusion-weighted imaging with oscillating gradient preparation as an early magnetic resonance imaging biomarker for radiation therapy response monitoring in glioblastoma: A preclinical feasibility study // *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics.* 2018 [электронный ресурс] / https://www.researchgate.net/publication/322246773_Short_diffusion_time_DWI_with_oscillating_gradient_preparation_as_an_early_MRI_biomarker_for_radiation_therapy_response_monitoring_in_glioblastoma_A_pre-clinical_feasibility_study (Дата доступа: 21.09.2018).
 14. *Constantinides C.D., Atalar E., McVeigh E.R.* Signal-to-noise measurements in magnitude images from NMR phased arrays // *Magn. Reson. Med.* 1997. Vol. 38. № 5. PP. 852-857.
 15. *Aja-Fernández S., Tristán-Vega A.* A review on statistical noise models for magnetic resonance imaging / *Tech. Report of the LPI [электронный ресурс] / https://www.lpi.tel.uva.es/~santi/personal/docus/noise_цилин.survey_цилин.tex_цилин.report.pdf* (Дата доступа: 19.09.2018).
 16. *Dietrich O. et al.* Influence of multichannel combination, parallel imaging and other reconstruction techniques on MRI noise characteristics // *Magn. Reson. Imaging.* 2008. Vol. 26. № 6. PP. 754-762.
 17. *Глаголев М.В., Сабреков А.Ф.* О восстановлении плотности вероятности методом гистограмм в почвоведении и экологии // *Динамика окружающей среды и глобальные изменения климата.* 2008. № S1. С. 55-83.

*Кристина Анатольевна Сергунова,
руководитель отдела разработки
средств контроля и технического мониторинга,
ГБУЗ г. Москвы «Научно-практический центр
медицинской радиологии Департамента
здравоохранения города Москвы»,
г. Москва,
e-mail: sergunova@rpcmr.org.ru*

Е.М. Тиманин, Ю.П. Потехина, Д.Е. Мохов

Исследование вязкоупругих характеристик мышц шеи и верхней части грудной клетки методом вибрационной вискоэластометрии

Аннотация

Целью рассматриваемой работы являлось исследование возможностей использования метода вибрационной вискоэластометрии для определения вязкоупругих характеристик поверхностных скелетных мышц и мониторинга их изменений после терапевтического воздействия. Было обследовано 17 добровольцев (8 женщин и 9 мужчин) в возрасте ($20,5 \pm 2,5$) лет, не имеющих жалоб со стороны опорно-двигательного аппарата. Проводилось измерение модулей упругости и вязкости мышц шеи и верхней части грудной клетки до и после сеанса остеопатической мануальной терапии (ОМТ). Выявлено, что упругость и вязкость мышц у мужчин статистически значимо выше ($p = 0,005$ и $p = 0,012$ соответственно). После ОМТ преобладающей реакцией было уменьшение упругости мышц и увеличение их вязкости, что соответствует их расслаблению и улучшению кровоснабжения.

Введение

Объективное измерение степени выраженности мышечного тонуса, особенно локальное, представляет серьезную проблему как в физиологических, так и в клинических исследованиях. Самый известный объективный способ исследования функции мышц – электромиография (ЭМГ) [1]. При помощи

поверхностных электродов можно регистрировать лишь суммарную активность мышц. Для исследования отдельных мышц используют игольчатые электроды, вводимые в толщу мышцы, т. е. это инвазивная болезненная процедура.

Неинвазивная оценка механических свойств (характеристик) мышцы возможна с использованием прибора для «цифровой пальпации» «Myoton PRO» [2] (<http://www.myoton.com/>). С его

помощью были проведены исследования спортсменов, здоровых добровольцев, а также больных с цервикогенной головной болью, больных, перенесших инсульт, и др.

Нужно отметить, что определяемые с помощью прибора «Muoton PRO» параметры, при всей их бесспорной феноменологической ценности и информативности, являются сложными и несут терминологическую путаницу. Базовыми вязкоупругими характеристиками любого материала являются его упругость (эластичность) и вязкость. Жесткость является характеристикой объекта, зависящей от упругости материала этого объекта и от его геометрических размеров: чем толще стержень, тем он более жесткий при одной и той же эластичности материала изготовления. Определяемые с помощью прибора «Muoton» параметры «oscillation frequency» и «stiffness» не являются объективными характеристиками свойств мышц, так как зависят не только от их свойств, но и от массы и диаметра тестового наконечника («testing end»). Свойства мышц в эти параметры входят сложным образом, причем как их упругость, так и вязкость. Параметр, названный «oscillation logarithmic decrement», отражает вязкость тканей, а не их эластичность, как утверждают авторы, причем опять же отражает сложным образом и не является базовой характеристикой свойств тканей.

В последние годы широкое распространение получают исследования сдвиговых упругих характеристик мышц человека различными эластографическими методами, которые изначально разрабатывались для визуализации неоднородных включений в ткани внутренних органов. При этом используются самые разные известные модальности эластографии. Например, в работе [3] использована коммерческая диагностическая система «Siemens Acuson S3000» («Сименс», Эрлаген, Германия), которая является разновидностью так называемого метода соноэластографии с ультразвуковой доплеровской регистрацией распространяющихся сдвиговых волн. В работе [4] исследование упругости икроножной мышцы проведено методом *Transient Elastography*, а в работе [5] использована коммерческая диагностическая система «Real Time Elastography» («Хитачи Алока», Токио, Япония). Наибольшее распространение в последнее время получают исследования мышц методом *Supersonic Shear Wave Elastography (SSWE)* средствами коммерческого прибора «Aixplorer» («Суперсоник Имиджинг», Экс-ан-Прованс, Франция) [6], [7]. В работе [8] проведено сравнение метода миотонометрии [2] и метода SSWE.

Целью рассматриваемой работы было исследование возможностей определения вязкоупругих характеристик поверхностных скелетных мышц методом вибрационной вискоэластометрии [9].

Материалы и методы

Участники

В исследовании приняли участие 17 добровольцев, не имевших жалоб на состояние двигательной системы [8 женщин и 9 мужчин в возрасте $(20,5 \pm 2,5)$ лет]. Участники были проинформированы о целях и методах исследования и дали информированное согласие. Исследование было одобрено комитетом по этике Приволжского исследовательского медицинского университета.

Измерения. Метод вибрационной вискоэластометрии

Методом вибрационной вискоэластометрии [9] вязкоупругие характеристики тканей определяются при контакте с их поверхностью специализированного вибродатчика, содержащего колеблющийся на частоте 40 Гц с амплитудой около 0,1 мм цилиндрический индентор (рис. 1). Вибродатчик содержит, кроме того, акселерометр для регистрации ускорения индентора A , а также датчики силы для регистрации силы стати-

ческого давления индентора на ткани P и силы сопротивления тканей колебательному движению индентора F . Сигналы датчиков считываются управляющей программой, которая в реальном времени за один период колебаний индентора определяет действительную и мнимую части динамической жесткости тканей $K = -\omega^2 F / A$ (ω – круговая частота колебаний индентора), а из них нормировкой на диаметр индентора d и частоту колебаний ω определяются эффективные модули упругости E и вязкости V в соответствии с [10]:

$$E = \frac{\text{Re } K}{4d}; \quad V = \frac{\text{Im } K}{4d\omega}.$$

Величины E (в килопаскалях) и V (в паскалях в секунду) непрерывно регистрируются программой, обеспечивая возможность мониторинга свойств тканей. Сила статического давления индентора на ткани P регистрируется синхронно с величинами E и V и используется для стабилизации условий их измерения за счет организации в управляющей программе звуковой биологической обратной связи по P . Такие измерения являются способом объективизации пальпации и вполне могут быть использованы для контроля мышечного тонуса.



Рис. 1. Процесс измерения вязкоупругих свойств мышц

Протокол

Измерения эластичности и вязкости производили в точках над исследуемыми мышцами шеи и верхней части грудной клетки, указанных врачом-остеопатом, симметрично справа и слева. У одного человека производилось исследование от 6 до 14 точек в проекции различных мышц (всего 210 точек), в каждой точке производилось по 3 замера и потом вычислялись средние показатели. Исследование осуществляли в проекции следующих мышц: трапециевидной, поднимающей лопатку, лестничных, ромбовидных, широчайшей мышцы спины.

Остеопатическая мануальная терапия

После измерений производилась остеопатическая мануальная терапия (ОМТ) с использованием мягкотканых техник: разминание, растяжение, ритмическая тракция, ингибция, вибрация. Их цель – восстановление тонуса мышц, эластичности фасций, уменьшение давления на нервы и сосуды. После проведения ОМТ измерения повторяли в тех же точках.

Анализ данных

Обработку полученных данных производили с использованием пакета прикладных программ «Statistica 10.0». Так как распределение в выборках отличалось от нормального, использовали методы непараметрической статистики. Рассчитывали медианы, нижнюю и верхнюю квартили. Различия между выборками оценивали методом Манна-Уитни, изменения показателей после ОМТ – методом Вилкоксона. Различия считали статистически значимыми при $p < 0,05$.

Сравнение вязкоупругих характеристик мышц до и после ОМТ

Группы обследованных	Эластичность		Отличия по критерию Вилкоксона	Вязкость		Отличия по критерию Вилкоксона
	до ОМТ	после ОМТ		до ОМТ	после ОМТ	
Женщины	3,01 0,22...9,83	2,86 0,05...16	$p = 0,01$	14,9 3...31,6	16 2,6...50,6	$p = 0,03$
Мужчины	4 0,43...10,5	3,4 0,17...12,8	$p = 0,04$	17,7 5,7...48,5	16,9 3,5...46,8	$p = 0,77$

Таблица 2

Сравнение вязкоупругих характеристик отдельных мышц до и после ОМТ

Мышца	Эластичность		Отличия по критерию Вилкоксона	Вязкость		Отличия по критерию Вилкоксона
	до ОМТ	после ОМТ		до ОМТ	после ОМТ	
Лестничная, $n = 21$	1,67 0,9...4	2,7 0,65...4	$p = 0,03$	12,1 3,3...19	14,2 10...20,1	$p = 0,02$
Трапециевидная, $n = 53$	2,4 0,4...6,7	2,1 0,2...6,2	$p = 0,08$	13 3...30,1	14,1 2,7...36,3	$p = 0,57$
Поднимающая лопатку, $n = 43$	3,8 0,3...8,6	2,4 0,45...10,5	$p = 0,002$	14,5 4...48,5	15,8 6...46,8	$p = 0,7$
Ромбовидная, $n = 23$	4,7 0,6...8,3	5,5 1,9...14,5	$p = 0,015$	22,8 8,4...28,5	21,2 10,6...33,7	$p = 0,45$

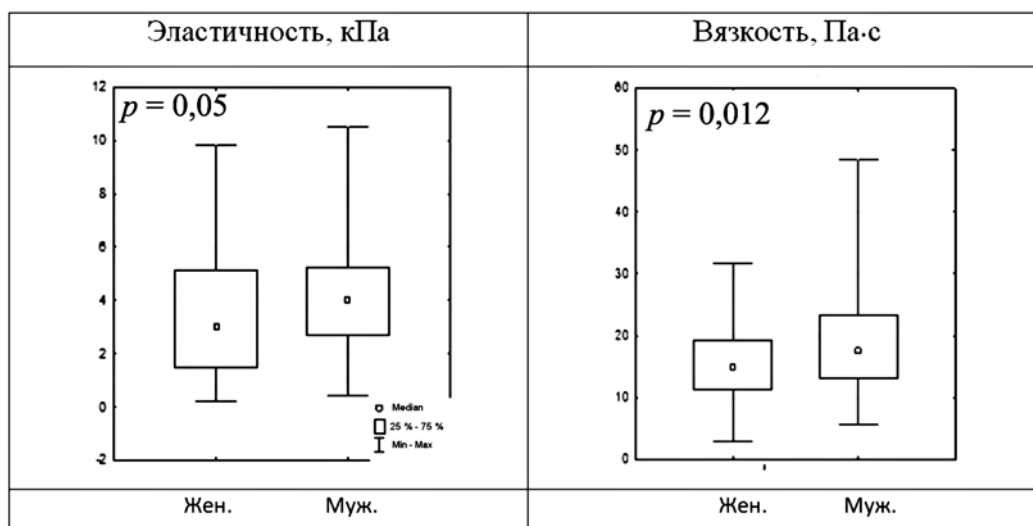


Рис. 2. Сравнение эластичности и вязкости мышц у женщин и у мужчин

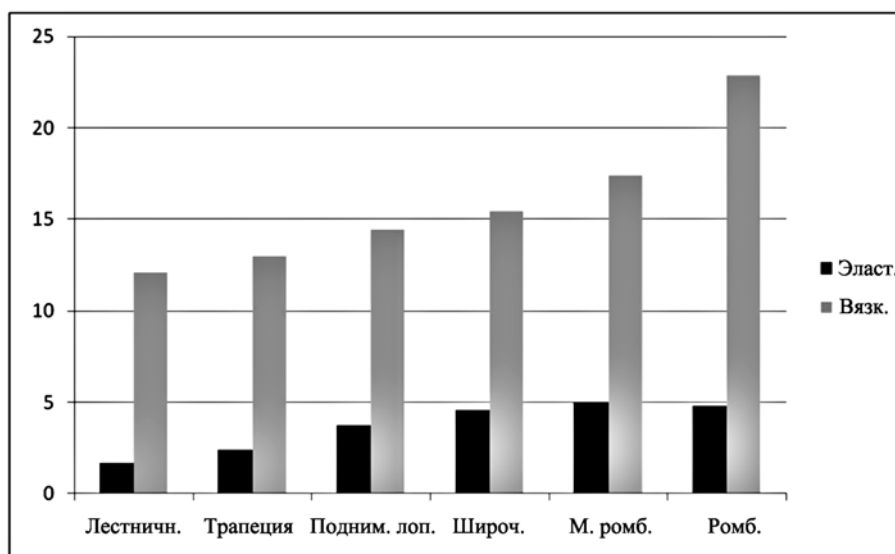


Рис. 3. Эластичность и вязкость разных мышц (график построен по медианам)

Результаты

На рис. 2 представлены усредненные значения вязкоупругих характеристик мышц у мужчин и женщин. На рис. 3 представлены усредненные значения упругости и вязкости различных мышц. В табл. 1 приведены значения эластичности и вязкости мышц до и после ОМТ в группах мужчин и женщин. Результаты воздействия ОМТ на отдельные мышцы приведены в табл. 2. В таблицу включены мышцы, по которым было более 20 измерений (*n*). Данные в табл. 1 и 2 приведены в форме «медиана, минимум-максимум».

Обсуждение

Проведенное исследование показало, что вязкость и эластичность мышц варьируют в широких пределах, но при этом сравнение данных показателей у женщин и мужчин продемонстрировало их статистически значимые различия (рис. 2). На рисунке видно, что все показатели имеют большие значения у мужчин, что совпадает с результатами, полученными на трапециевидных и поднимающих лопатку мышцах методом ультразвуковой эластографии [3]. Более детальный анализ вязкоупругих характеристик показал значительное (более чем в два раза) их различие у разных мышц в состоянии расслабления (рис. 3). После ОМТ наблюдались изменения эластичности и вязкости тканей в группах женщин и мужчин (табл. 1). Эластичность в обеих группах статистически значимо уменьшалась после ОМТ. Вязкость у женщин достоверно увеличивалась, в то время как у мужчин изменения были недостоверны. Анализ эффектов ОМТ на отдельных мышцах (табл. 2) показал, что эластичность в результате воздействия может как уменьшаться, так и увеличиваться, тогда как вязкость в большинстве случаев увеличивается, но изменения являются слабыми и недостоверными. Суммируя результаты, приведенные в табл. 1 и 2, можно заключить, что в проведенных экспериментах эффект ОМТ в большинстве случаев состоял в уменьшении упругости мышц и увеличении их вязкости, что может свидетельствовать об их расслаблении и улучшении кровоснабжения.

Для восстановления мышечного тонуса используется множество методов, включая массаж, мануальную терапию, физиотерапию, медикаментозное лечение и др. Полученные данные показывают, что объективная оценка эффективности всех этих воздействий может быть проведена методом вибрационной вискоэластометрии, включая ранние стадии лечения, когда его результаты еще не являются очевидными. Это может дать информацию для коррекции лечения, если необходимо, и обеспечить получение максимального эффекта за минимальное время. В дополнение к выбору оптимальной схемы лечения может решаться задача сравнения эффективности различных лекарственных препаратов и нелекарственных методов лечения, что важно при проведении доклинических и клинических испытаний. При этом метод вибрационной вискоэластометрии является неинвазивным и безопасным (как для обследуемого, так и для исследователя) и может дополнять современные клинические методы, поставляя объективные количественные данные.

Заключение

Показано статистически значимое различие вязкоэластических свойств мышц у женщин и мужчин. Вязкость и эластичность мышц у мужчин статистически значимо выше. Исследуемые показатели у разных мышц шеи и верхней части грудной клетки варьируют в широких пределах. После ОМТ преобладающей реакцией было уменьшение эластичности мышц и увеличение их вязкости, что, по-видимому, соответствует их расслаблению и улучшению кровоснабжения. Полученные результаты показывают, что метод вибрационной вискоэластометрии имеет потенциал для объективизации мышечного тонуса и оценки эффекта различных воздействий, в том числе ОМТ.

Список литературы:

1. *Vrendenbregt J., Rau G.* Surface electromyography in relation to force, muscle length and endurance / In: *New developments in electromyography and clinical neurophysiology.* – Basel, New York: S. Karger, 1973. PP. 607-622.
2. *Lohr C., Braumann K.M., Reer R., Schroeder J., Schmidt T.* Reliability of tensiomyography and myotonometry in detecting mechanical and contractile characteristics of the lumbar erector spinae in healthy volunteers // *European Journal of Applied Physiology.* 2018. Vol. 118. № 7. PP. 1349-1359.
3. *Heizelmann A., Tasdemir S., Schmidberger J., Gräter T., Kratzer W., Gruner B.* Measurements of the trapezius and erector spinae muscles using virtual touch imaging quantification ultrasound-Elastography: A cross section study // *BMC Musculoskeletal Disorders.* 2017. Vol. 18. P. 370.
4. *Nordez A., Gennissou J.L., P. Casari P., Catheline S., Cornu C.* Characterization of muscle belly elastic properties during passive stretching using transient elastography // *Journal of Biomechanics.* 2008. Vol. 41. PP. 2305-2311.
5. *Ishikawa H., Muraki T., Sekiguchi Y., Ishijima T., Morise S., Yamamoto N., Itoi E., Izumi S.-I.* Noninvasive assessment of the activity of the shoulder girdle muscles using ultrasound real-time tissue elastography // *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2015. Vol. 25. PP. 723-730.
6. *Chino K., Kawakami Y., Takahashi H.* Tissue elasticity of in vivo skeletal muscles measured in the transverse and longitudinal planes using Shear Wave Elastography // *Clinical Physiology and Functional Imaging.* 2017. Vol. 37. PP. 394-399.
7. *Hatta T., Giambini H., Uehara K., Okamoto S., Chen S., Sperling J.W., Itoi E., An K.-N.* Quantitative assessment of rotator cuff muscle elasticity: Reliability and feasibility of shear wave elastography // *Journal of Biomechanics.* 2015. Vol. 48. PP. 3853-3858.
8. *Kelly J.P., Koppenhaver S.L., Michener L.A., Proulx L., Bisagni F., Cleland J.A.* Characterization of tissue stiffness of the infraspinatus, erector spinae, and gastrocnemius muscle using ultrasound shear wave elastography and superficial mechanical deformation // *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2018. Vol. 38. PP. 73-80.
9. *Timanin E.M., Eremin E.V., Didenkulov I.N.* Vibrational viscoelastometry of biological soft tissues / 13th International Congress on Sound and Vibration 2006, ICSV 2006. PP. 4948-4955.
10. *Timanin E.M.* On the possibility of measuring rheological properties of soft human tissues based on registration of their transverse stiffness // *Biofizika.* 1989. Vol. 34. Iss. 3. PP. 512-516.

*Евгений Михайлович Тиманин,
д-р техн. наук, ведущий научный сотрудник,
Институт прикладной физики РАН,
Юлия Павловна Потехина,
д-р мед. наук, профессор,
Приволжский исследовательский
медицинский университет МЗ РФ,
г. Нижний Новгород,
Дмитрий Евгеньевич Мохов,
д-р мед. наук, директор,
Институт остеопатии,
Санкт-Петербургский государственный
университет,
зав. кафедрой остеопатии,
Северо-Западный государственный медицинский
университет им. И.И. Мечникова,
г. С.-Петербург,
e-mail: eugene@appl.sci-nnov.ru*