

UDC 53/57/61

A COMPUTERIZED METHOD FOR OBJECTIVE MEASUREMENT OF MUSCLE TONE

¹ Boris J. Gutnik² Paul Yelder³ Grant Hudson⁴ Gennadij V. Ganin⁵ Julia S. Archangelskaja⁶ Ekaterina A. Vasilieva¹ GKA by Maimonideus

Sadovnicheskaja st., 52/45, Moscow, 113035, Russia

Doctor of biological sciences, Professor

E-mail: gutnikboris@gmail.com² University of Ontario Institute of Technology

2000 Simcoe Street North Oshawa Ontario L1H7K4, Canada

Doctor of biological sciences; Assistant Professor

E-mail: paul.yelder@uoit.ca³ UNITEC, Department of Civil Engineering

Carrington Rd, 92025, Auckland, New Zealand

Lecturer, MSci

E-mail: grant@cghudson.co.nz⁴ GKA by Maimonideus

Sadovnicheskaja st., 52/45, Moscow, 113035, Russia

PhD (biological), Senior Lecturer

E-mail: ganingv@mail.ru⁵ GKA by Maimonideus

Sadovnicheskaja st., 52/45, Moscow, 113035, Russia

PhD (biological), Professor

E-mail: yulo807@yandex.ru⁶ GKA by Maimonideus

Sadovnicheskaja st., 52/45, Moscow, 113035, Russia

PhD (biological), Professor,

E-mail: ea_v@list.ru

This article is concentrated on the objective computerizing method of measuring of muscle tone using compressive and decompressive deformation of superficial skeletal muscle of wrist in vivo. Four indices were highly recommended for complex analysis of muscle tone.

Keywords: Special Energy of Compression and decompression, dissipational special energy, set.

В настоящее время используется огромное количество субъективных методов оценки мышечного тонуса в клинических исследованиях [1, 2]; Однако все эти методы задают усилие и регистрируют уровень лишь объемной деформации мышцы с недостаточной степенью *точности* и не позволяют *определить изменения ее формы*. Наибольший эффект проявления подобных деформаций наблюдается для таких материалов, как вязкоупругие материалы, к которым можно отнести и кожный покров, и мышечные ткани. Мышечный тонус отражает

нервную регуляцию, результат которой зависит от вязкоэластичных свойств мышцы [3, 4]. В соответствии с этим была высказана идея о изменении механических характеристик мышцы при ее деформации [5, 6]. Механическое напряжение, возникающее в мышце при длительной воздействию внешней силы, определяется ее вязкоэластичными свойствами. Эта зависимость отчетливо выражена на диаграмме «усилие – деформация».

В противоположность Моргану [6] и другим [7], которые измеряли мышечную жесткость в течение очень короткого периода эксцентрической работы, нами была предложена модель регистрации мышечного тонуса на релаксированной мышце. Для этого был разработан специальный прибор – эластомер, подключенный к персональному компьютеру [8]. Эластомер состоит функционально из двух блоков. С помощью первого блока осуществляется механическое воздействие на мышцу. Он представляет собой штифт, перемещение которого происходит в вертикальной плоскости с небольшой скоростью (не более 0,25 мм/с). Диаметр штифта – 3,5 мм. Второй блок – это регистратор величины абсолютной деформации и механического напряжения. Регистратор включает в себя два сенсорных датчика, регистрирующих глубину погружения штифта с точностью 0,05 мм и силу упругости, возникающую при погружении штифта в мышцу, точность 0,001 Н. Датчики были подключены к персональному компьютеру, регистрируемые ими показатели с шагом погружения штифта 0,05 мм непосредственно вводились в таблицу ЭКСЕЛЬ.

Данные исследования проводились на дистальных мышцах кисти (First dorsal interosseous muscle) у 18 здоровых молодых людей (контрольная группа), а также на 18 лицах, страдающими спазмами кистевых мышц (экспериментальная группа). Испытуемому предлагалось полностью расслабиться, закрыть глаза, положить доминантную руку на горизонтальную приставку, а другой рукой удерживать сигнальную кнопку. По сигналу врача он нажимал эту кнопку, чем приводил штифт в движение. Затем этот же эксперимент проводился для недоминантной руки. Начинаясь прогрессивная компрессия брюшка мышцы, которая продолжалась до того момента, когда испытуемый начинал чувствовать дискомфорт (глубина погружения 12–15 мм). В этот момент испытуемый прекращал движение штифта вниз повторным нажатием сигнальной кнопки, и штифт начинал подниматься с такой же скоростью. На экране компьютера строился график «сила-деформация». Автоматически рассчитывались следующие показатели:

1. Удельная вязкоэластическая энергия компрессии, затраченная на деформацию мышцы ($E_{к.удельн.}$, Дж/м) на каждый мм погружения штифта.
2. Удельная вязкоэластическая энергия декомпрессии, затраченная на деформацию мышцы ($E_{дк.удельн.}$, Дж/м) на каждый мм поднятия штифта..
3. Удельная энергия *диссипации* ($E_{дис.удельн.}$, Дж/м), как дополнительный показатель степени слабости тонуса данной мышцы, равная ($E_{к.удельн.} - E_{дк.удельн.}$).
4. Уровень остаточной деформации - $\sigma_{ост.}$ (мм).

Измерение мышечного тонуса у каждого испытуемого проводилось дважды. В каждом случае было сделано по три измерения, при этом результаты всех исследуемых параметров усреднялись. Результаты исследования показали, что у испытуемых обеих групп глубина погружения штифта была примерно одинакова. В экспериментальной группе отмечалось более высокая удельная энергия компрессии, но более низкая удельная энергия декомпрессии, в результате чего удельная энергия диссипации оказалась значительно выше. В этой же группе наблюдалась тенденция к снижению уровня остаточной деформации. Показатели тонуса внутри одной группы могли сильно отличаться [9, 10] но при этом разброс

результатов у одного и того же испытуемого был в пределах + 10%. Во всех случаях для доминантной руки фиксировались более низкие показатели удельной диссипационной энергии и более низкий уровень остаточной деформации. Это может свидетельствовать о более высоком тоне дистальных мышц доминантной руки [10, 11]. Разработанная нами методика объективного определения мышечного тонуса может найти широкое применение в неврологической практике, а также в спортивно-методических и физиотерапевтических исследованиях, связанных с методами восстановления мышечной активности и мышечной релаксации.

Примечания:

1. Sloan R.L, Inter-rater reliability of the modified Ashworth Scale for spasticity in hemiplegic patients. / R.L. Sloan, E.Sinclair, J.Thompson and others// International journal of rehabilitation research, 1992, Vol. 15, No2, P. 158-161.

2. Haas B.M. The inter rater reliability of the original and of the modified Ashworth scale for the assessment of spasticity in patients with spinal cord injury/ B.M. Haas; E. Bergstrom A. Jamous and others //Spinal cord : the official journal of the International Medical Society of Paraplegia.199, Vol 34, No9, P. 560-564.

3. Samsom J.F. Muscle power and medical history in high risk preterm infants at 3 months of corrected age. J.F. Samsom , de Groot L., Hopkins B.) Neuropediatrics, 1998, Vol.29 No3, P. 127-32.

4. Magnusson S.P. Tendon properties in relation to muscular activity and physical training/ S.P. Magnusson, P. Hansen, M. Kjaer //Scandinavian journal of medicine & science in sports, 2003, Vol. 13, No4, P.211-223.

5. Morgan D.L.Separation of active and passive components of short-range stiffness of muscle. // The American journal of physiology, 1977, Vol. 232, No1.

6. Almeida-Silveira M.I. Changes in stiffness induced by hindlimb suspension in rat Achilles tendon./ M.I. Almeida-Silveira D. Lambertz, C. Perot and others // European journal of applied physiology, 2000, Vol. 81, No 3, P. 252-257

7. Gregson J.M., Reliability of measurements of muscle tone and muscle power in stroke patients / J.M Gregson, M.J., Leathley, A.P. and others// Age and ageing, 2000, Vol 29, No3, Pp. 223-228.

8. Gutnik B. Neuro-muscular factor in stiffness of the distal hand muscle in vivo. The Lateral Approach (preliminary results)/ B. Gutnik, P., Yelder, G. Hudson and others // Proceedings of the 22nd international australasian winter conference on brain research, 2004, P. 135-136.

9. Barney F., LeVeau R.T.Biomechanics of human motion, 1992, W.B.Saunders Co. Philadelphia, 176 p.

10. Alter M.G. Science of Flexibility, 1996, Human Kinetics, Champaign, Illinois, 246 p.

11. Watkins J. Structure and function of the skeletal muscle system, 1999, Human Kinetics, Champaign, Il., 274.

УДК 53/57/61

**ИСПОЛЬЗОВАНИЕ КОМПЬЮТЕРИЗИРОВАННОГО МЕТОДА
В ОБЪЕКТИВНОМ ИЗМЕРЕНИИ МЫШЕЧНОГО ТОНУСА**¹ Борис Иосифович Гутник² Пол Йелдер³ Грант Хадсон⁴ Геннадий Васильевич Ганин⁵ Юлия Серафимовна Архангельская⁶ Екатерина Анатольевна Васильева¹ ГКА им. Маймонида

113035, Россия, г. Москва, ул. Садовническая, д. 52/45

доктор биологических наук, профессор

E-mail: gutnikboris@gmail.com

² Университет Онтарио, Технологический институт

пров. Онтарио, Северная Ошава, 2000, г. Онтарио, Симк, L1H7K4

доктор биологических наук, ассистент профессора

E-mail: paul.yielder@uoit.ca

³ Юнитек – Технологический институт

92025, Каррингтон Роуд, Окленд, Новая Зеландия

магистр биологических наук, старший лектор

E-mail: grant@cghudson.co.nz

⁴ ГКА им. Маймонида

113035, Россия, г. Москва, ул. Садовническая, д. 52/45

кандидат физико-математических наук, ст. преподаватель

E-mail: ganingv@mail.ru

⁵ ГКА им. Маймонида

113035, г. Москва, ул. Садовническая, д. 52/45

кандидат физико-математических наук, профессор

E-mail: yulo807@yandex.ru

⁶ ГКА им. Маймонида

113035, г. Москва, ул. Садовническая, д. 52/45

кандидат физико-математических наук, профессор

E-mail: ea_v@list.ru

В статье рассматривается использование компьютеризированного метода для объективного измерения мышечного тонуса на модели деформирующей компрессии и декомпрессии поверхностной скелетной мышцы кисти в естественных условиях. Четыре индекса рекомендуется для комплексного анализа мышечного тонуса.

Ключевые слова: удельная энергия компрессии и декомпрессии, удельная энергия рассеяния, остаточная деформация.