

Król, H., Sobota G., Nawrat A., Wilk M. Complex analysis of movement in evaluation of flat bench press performance / H. Król, // XXIV International Symposium of Sport Biomechanics, 2006.- Salzburg. - Austria.- P. 1-4.

Кроль Х, Собота Г., Наврат А., Вильк М.

**БИОЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ АКТИВНОСТЬ БОЛЬШОЙ ГРУДНОЙ
МЫШЦЫ В ЖИМЕ ШТАНГИ ЛЕЖА**

Кафедра управления движением, академия физической культуры в Катовице, Польша

ABSTRACT. С помощью поверхностной ЭМГ была зарегистрирована биоэлектрическая активность большой грудной мышцы (*m. pectoralis major*). Целью данной работы было определение участия трех частей этой мышцы в реализации двигательной задачи, т.е. в жиме штанги лежа. Несмотря на отбор спортсменов (первого класса) и одинаковый способ реализации этой задачи (все выполняли жим с техникой «мост») некоторые спортсмены демонстрировали большую активность в центральной части мышцы, тогда как другие – в нижней или верхней части. Средняя биоэлектрическая активность трех частей мышцы была больше в фазе жима, чем в фазе опускания штанги. Это может означать, что реализация задачи также зависит от других факторов: от радиуса "моста", а также кривизны или траектории движения штанги.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: EMG, большая грудная мышца, жим штанги лежа

ВВЕДЕНИЕ. Все двигательные действия, например локомоции и жим штанги лежа имеют свои причины. К ним относятся кинематические параметры, такие как, например, сила или ее момент, которые генерируются определенными группами мышц. Существует тесная взаимосвязь между биоэлектрической активностью мышц (ЭМГ) и силой, создаваемой ею (Fuglevand et al., 1993). Исследование биоэлектрической активности мышц дает информацию о нервной деятельности, а также паттерне координации мышц. Соответствующие модели координации определенных групп мышц являются основой правильного выполнения двигательных действий. Для изучения координации мышц во время двигательного действия применяется регистрация поверхностной ЭМГ - неинвазивной техники регистрации активности мышц. Записанный сигнал приходит в виде временной и пространственной суммации потенциалов активных двигательных единиц, находящихся в зоне регистрации электродов. Из двух основных (применяемых в поверхностной электромиографии) конфигураций электродов, биполярная конфигурация используется чаще, чем однополярная, из-за небольших электрических помех (Cram, Kasman, 1998). Биоэлектрический сигнал, записанный с помощью биполярных электродов полностью преобразует потенциал активности двигательных единиц, поэтому невозможно определить их форму и амплитуду. Как утверждает Blaszcick (2004), характеристики этих сигналов зависят, среди прочего, от:

1. Характеристики и числа мышечных волокон, находящихся в области расположения электродов;
2. Конфигурации электродов.
3. Расстояния от активных волокон до электродов.
4. Изменения формы мышц во время движения.
5. Местоположения и ориентации электродов.

Последний фактор имеет большое значение в данном исследовании. De Luca (1997) описал самые лучшие места для крепления электродов на мышцы, однако не сделал этого для одной из самых важных мышц, как нам кажется, во время жима штанги лежа – большой грудной мышцы (*m. pectoralis major*), Таким образом, цель исследования состояла в изучении активности трех частей *m. pectoralis major* при выполнении жима штанги лежа на горизонтальной скамье.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ: В исследованиях приняли участие семь элитных спортсменов (табл.1). Все исследуемые дали письменное согласие на участие в экспериментах.

Табл.1

Характеристики исследуемых пауэрлифтеров

| Исследуемые | Год рождения | Рост, см | Вес, кг | Квалификация | Кол-во лет тренировки |
|-------------|--------------|----------|---------|---|-----------------------|
| Z.G. | 1984 | 171 | 92 | 3 место на юниорском чемпионате Польши | 6 |
| P.M. | 1983 | 171 | 60 | 3 место на юниорском чемпионате Польши | 2 |
| D.L. | 1978 | 176 | 81,2 | 4 место на молодежном чемпионате Польши | 10 |
| Wa.M. | 1984 | 174 | 79,0 | 2 место на региональном уровне | 1,5 |
| O.K. | 1981 | 163 | 76,0 | 3 место на юниорском чемпионате Польши | 6 |
| T.M. | 1980 | 165 | 69,0 | 3 место на молодежном чемпионате Польши | 5 |
| Wi.M. | 1981 | 169 | 91,0 | 2 место на чемпионате мира | 10 |

После общей и специальной разминки в статическом положении было установлено, в каком расположении электродов (верхнем, центральном или медиальном) большой грудной мышцы регистрируется наибольшая электрическая активность

(как это было показано в предыдущих исследованиях (Krol et al., 2006). Было установлено, что это зависит от индивидуальных особенностей, но чаще всего это было при медиальной позиции электродов. Для регистрации биоэлектрической активности мышц использовалось оборудование Axon Instruments (CyberAmp 380 усилитель: CMRR 110dB, частота 1 кГц, входное сопротивление 1МОм, входная емкость 45 пкФ режекторного фильтра; A/D карта DIGIDATA 1200; специальные провода AI 417, программное обеспечение Axotape).

Была применена биполярная поверхностная электромиография с использованием стандартных электродов диаметром 1 см (Ag-AgCl, типа EK-S30PSG, Sorimex, Польша) удаленных на 2 см друг от друга. Они были зафиксированы в каждый из трех частей большой грудной мышцы (ключичной - С, грудиной - S и брюшной - А), а вдоль хода мышечных волокон. Помимо ЭМГ сигнала регистрировалось движения штанги в вертикальной плоскости с помощью пантографа, что позволило разделить движение на фазы: опускания, фиксации на груди и подъема штанги. Запись ЭМГ-сигнала производилось в цифровой форме в виде интегрированной ЭМГ (IEMG) с постоянным 0,1с временным окном. Далее, было рассчитано среднее значение IEMG для всего движения, и в каждой фазе. Время опускания и подъема зависит от испытуемого и веса штанги. Был рассчитан специальный коэффициент IEMG для фазы опускания (C_{lph} – для фазы опускания; C_{pph} – для фазы подъема штанги):

$$C_{lph} = \frac{\sum_{i=1}^3 IEMG}{3 \cdot n_{lph}}; \quad C_{pph} = \frac{\sum_{i=1}^3 IEMG}{3 \cdot n_{pph}};$$

где: i - часть мышцы (С, S, А); n - число 0,1с интервалов времени при опускании (lph); и подъеме (pph) штанги.

Спортсмены выполняли жим штанги с увеличением ее веса до максимума (100%) в день исследования. Это принималось за их 1RM. Затем устанавливалось 70%, 80%, 90% и 100% от 1RM. С этими отягощениями выполнялось по одной попытке. Спортсмены использовали технику «мост». Ширина хвата была равна 81 см для всех спортсменов и соответствовала максимальной ширине хвата, разрешенной правилами соревнований Международной Федерации Пауэрлифтинга.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ. Несмотря на то, что участвующие в эксперименте спортсмены были высокого уровня и выполняли жим штанги лежа с использованием техники «мост» отмечена различная активность частей большой грудной мышцы. Представленные данные свидетельствуют о большой биоэлектрической активности большой грудной мышцы мышц в следующих частях: грудинно-реберной части (sternal) у W.M. и P.M.; рис 1А, брюшной (abdominal) у Z.G. и D.L. рис.1В.) или ключичной (clavicular) у O.K., рис.1С. В двух остальных случаях, (W.M. и T.M.) не было найдено четкой тенденции. Эта вариативность может быть связана с влиянием других факторов, помимо выше упомянутой техники «моста» и равной ширине хвата грифа штанги. В данном случае имеется в виду радиус кривизны «моста» и траектория движения штанги в связи с изменением углов в плечевых и локтевых суставах. Эти факторы, несомненно, влияют на нагрузку на суставы, что в свою очередь влияет, как показывают многочисленные исследования на уровень биоэлектрической активности мышц (De Luca, 1997; Własczyk, 2004).

Средняя суммарная биоэлектрическая активность трех частей мышцы у всех спортсменов больше в стадии подъема штанги, по сравнению с фазой опускания (рис. 1А). Результаты

полученные посредством критерия Вилкоксона для связанных выборок подтверждают это предположение (табл. 2).

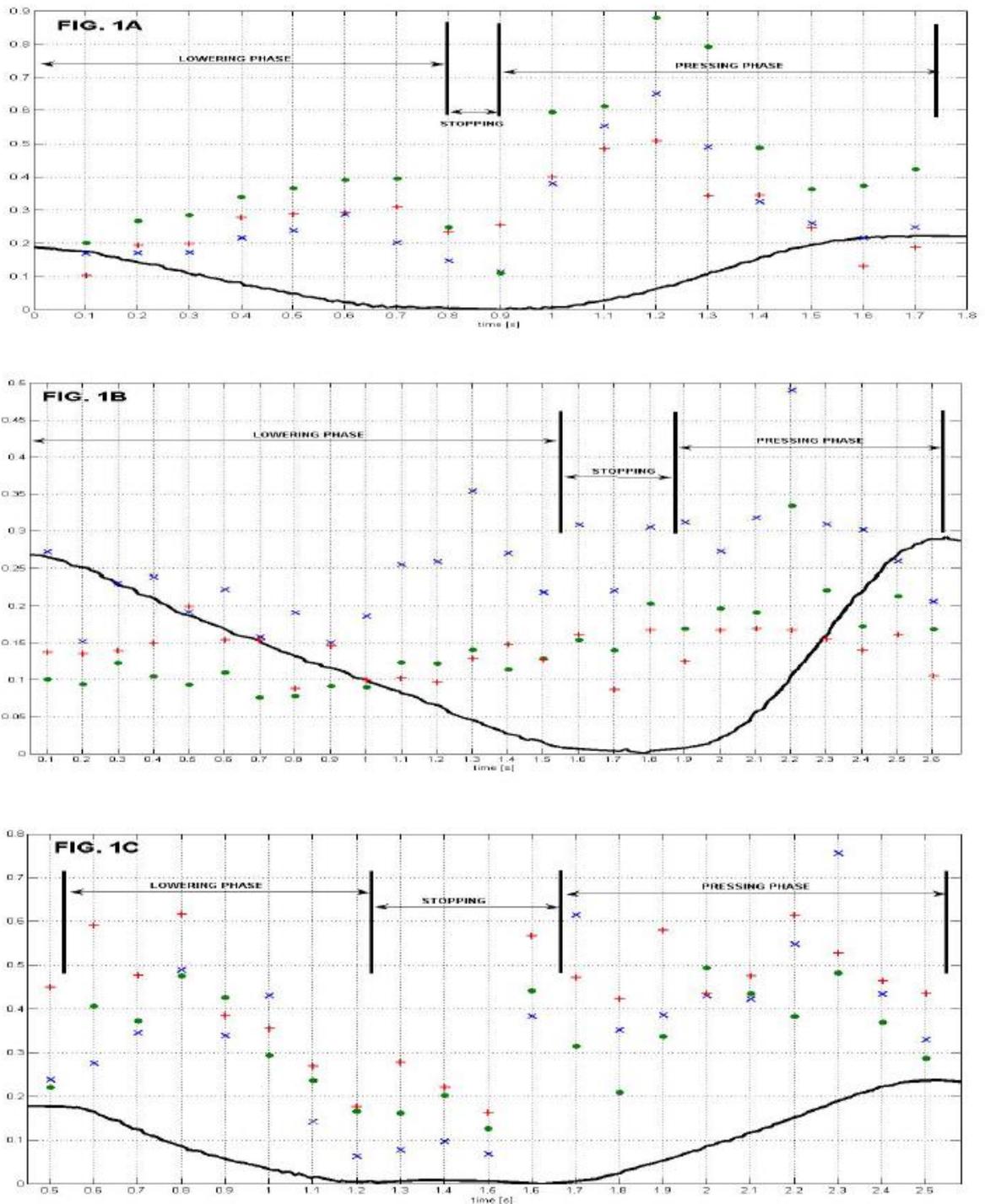


Рис.1. Биоэлектрическая активность мышц (после интегрирования - IEMG) в 0,1с интервалов времени и положение штанги в сагиттальной плоскости во время жима штанги лежа: - А – спортсмен Wi.M.; В – спортсмен Z.G.; С– спортсмен O.K.

Обозначения: сплошная линия: – положение ЦТ штанги в сагиттальной плоскости; + – значение интегрированной ЭМГ ключичной (clavicular) части большой грудной мышцы $Vs \cdot 10^4$; х – значение интегрированной ЭМГ брюшной (abdominal) части большой грудной мышцы $Vs \cdot 10^4$; • – значение интегрированной ЭМГ грудинно-реберной (sternal) части большой грудной мышцы $Vs \cdot 10^4$.

Таблица 2

Результаты использования теста Вилкоксона для связанных выборок при разных нагрузках

| Нагрузка, % | Пары переменных | Количество попыток | T | Z | p |
|----------------|--------------------|--------------------|-------------|---------------|----------------|
| 70 | $C_{lph}; C_{pph}$ | 7 | 0,00 | 2,3664 | 0,0180 |
| 80 | $C_{lph}; C_{pph}$ | 7 | 0,00 | 2,3664 | 0,0180 |
| 90 | $C_{lph}; C_{pph}$ | 7 | 3,00 | 1,8593 | 0,0630 |
| 100 | $C_{lph}; C_{pph}$ | 7 | 0,00 | 2,3664 | 0,0180 |
| Сумма | $C_{lph}; C_{pph}$ | 28 | 4,00 | 4,5315 | 0,00001 |

Примечание: C_{lph} – коэффициент суммарной мышечной активности (IEMG) во время фазы опускания штанги; C_{pph} – коэффициент суммарной мышечной активности (IEMG) во время фазы подъема штанги; N – число удачных попыток; T – значение критерия Вилкоксона для групп с числом испытуемых менее 25; Z – значение критерия Вилкоксона для групп с количеством испытуемых больше 25; Жирный шрифт – различия статистически достоверны на 0,05 уровне значимости.

В среднем биоэлектрическая активность трех частей большой грудной мышцы возрастает с увеличением внешней нагрузки у всех исследуемых. Однако дисперсионный анализ показал, что электрическая активность достоверно зависит от нагрузки только в фазу опускания штанги ($p < 0,019$). Это подтверждает результаты, полученные при изучении электриче-

ской активности основных мышц, участвующих в рывке штанги (Nawrat и др., 1990).

В соответствии с правилами соревнований движение штанги должно быть остановлено в самой нижней позиции. Все участники соревнований в большей или меньшей степени показывают момент остановки (рис. 1 А, В, С). Не было найдено четкой тенденции изменений с увеличением веса штанги. Тем не менее, определенная тенденция изменения наблюдалась при подъеме штанги. Как правило, чем больше вес штанги, чем больше продолжительность фазы подъема. Биоэлектрическая активность мышц была различной в фазе фиксации штанги на груди. Wi.M., например, значительно снижает активность мышц (рис. 1А), тогда как Z.G. не способен расслабить мышцы в этой фазе (рис. 1В).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Спортсмены реализовали двигательную задачу, поставленную перед ними разными путями, то есть при выполнении жима штанги лежа они задействовали разные части большой грудной мышцы.

Большая электрическая активность наблюдается в фазе подъема по сравнению с фазой опускания штанги.

REFERENCES:

1. Blaszczyk J.W. (2004) Clinical biomechanics [in Polish]. PZWL, Warszawa.
2. Cram J.R., Kasman G.S. (1998) Introduction to surface electromyography. Aspen Publishers, Inc, Gaithersburg, Maryland.
3. De Luca C.J. (1997) The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. J Appl Biomech, 13(3): 135-163.

4. Fuglevand A.J., Winter D.A., Patla A.E. (1993) Models of recruitment and rate coding organization in motorunit pools. *Journal of Neurophysiology*, 70, 2470-2488.
5. Krol H., Sobota G., Nawrat A. (2006) Location of electrodes and bioelectric activity of muscles. *Book of Abstracts 8th International Sports Science Conference, Vilnius, 24-25 February 2006, Lithuania.*
6. Nawrat A. (2001) Computer system of assessing movement of weight during strength exercises [in Polish]. *Sport Wyczynowy*, 9-10, 30-37.
7. Nawrat A., Krol H., Bacik B. (1990) Myopotentials of chosen muscles during the snatch of d barbell [in Polish]. *Antropometryka*, 4: 41-48.