

УДК 616-009.2 : 612.76

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ КАЧЕСТВЕННОГО ВЫДЕЛЕНИЯ ЦЕЛЕНАПРАВЛЕННЫХ И НЕЦЕЛЕНАПРАВЛЕННЫХ ДВИЖЕНИЙ ПО ДАННЫМ ВИДЕОРЯДА СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА СЛОЖНОГО ДВИГАТЕЛЬНОГО АКТА ВО ФРОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ

С.А. ЛИХАЧЕВ, В.А. ЛУКАШЕВИЧ, А.В. ХРОМЕНКОВ*, А.В. ТУЗИКОВ*

*Республиканский научно-практический центр неврологии и нейрохирургии
Ф. Скорины, 24, Минск, 220114, Беларусь*

**Объединенный институт проблем информатики
Сурганова, 6, Минск, 220012, Беларусь*

Поступила в редакцию 9 июня 2011

На современном этапе развития наукоемких технологий особое место занимают системы регистрации локомоции, основанные на дистанционном захвате движущихся объектов. Одними из таких комплексов являются системы видеоанализа. Практическое их применение зачастую продиктовано определенными задачами. При этом ряд биомеханических параметров до сих пор остается трудноописуемым. Нами был предложен и реализован в программном продукте «V&A» математический алгоритм выделения целенаправленных движений из сложного двигательного акта. Показатель этих движений может являться маркером двигательных нарушений.

Ключевые слова: болезнь Паркинсона, стволово-мозжечковый синдром, анализ локомоции, видеоанализ движений, аналитическая среда «V&A», целенаправленные и нецеленаправленные движения, латерализация клинических симптомов, ведущее кинематическое звено.

Введение

В практической неврологии существует определенная группа заболеваний, сопровождающихся нарушением двигательных функций. Наряду с другими заболеваниями к ним относят болезнь Паркинсона (БП) и стволово-мозжечковый синдром (СМС). Данные заболевания связаны с дисфункцией неавральных структур, обладающих организующим влиянием на формирование локомоции и отличающихся при этом своим внешним образом. При БП снижается общая двигательная активность, замедляются движения, появляется дрожание и повышается мышечный тонус. В основе патогенеза ее лежат сложные нейрохимические нарушения с изменением баланса медиаторных систем в экстрапирамидной системе. Для стволово-мозжечкового синдрома характерно то, что больной при ходьбе широко расставляет ноги, идет зигзагообразно (что напоминает походку пьяного человека), часто падает; ему трудно стоять, особенно на одной ноге. При попытке взять какой-нибудь предмет больной промахивается, протягивая руку слишком далеко или не доводя ее до предмета. При закрытых глазах моторика существенно не ухудшается. Одновременно может наблюдаться сначала мелкое, а при приближении руки к предмету все более крупное дрожание (интенционное дрожание). Речь расстраивается, теряет плавность. Ударения расставляются больным не по смыслу, а разделены равномерными интервалами (скандированная речь). Общим для данных заболеваний является нарушение процесса рекуперации – волновой передачи движения с одних на другие части тела, в результате чего в ходе выполнения моторной программы возникают добавочные движения, являющиеся следствием корригирующих моторных программ.

Теоретический анализ

Одним из значимых направлений в сфере исследования и описания функций и взаимосвязей биологического объекта с окружающей средой посредством сложного движения – является процесс моделирования. Несмотря на то, что Н.А. Бернштейном в 1928 году были сформулированы основные постулаты управления движениями с принципами формирования произвольной двигательной активности, базирующиеся на явлениях иерархической многоуровневой сенсорной коррекции по каналам «обратных связей», актуальность данной проблемы не утратила и в настоящее время. Описано множество теорий, наиболее известными из которых являются: математическая теория информации Shannon и Weaver (1949), «кибернетическая теория Wiener (1948), модель управления движениями в спорте (Farfel, 1977), модель обратной афферентации (Anochin, 1958), «Tote» – модель Miller, Galanter, Pribram (1960), модель закрытого контура Adam (1971), модель координации движений и моторного обучения и развития Meinel, Schuyabel (1976), кибернетическая модель моторного обучения Ungerer (1971). Несмотря на подобное многообразие теоретического арсенала, каждая из этих теорий вряд ли принимает во внимание филогенетические аспекты, определяемые биологическими и социальными факторами [1]. Так сущность их развития коррелирует с мощностью воздействия разнообразных стимуляционных факторов [2, 3]. При этом многогранность и неповторимость двигательных образов обуславливается рядом факторов: 1) неравномерным развитием морфологических и функциональных систем; 2) синфазностью периодов интенсивного роста элементов систем движений; 3) многоуровневым развитием; 4) высокой индивидуальностью; 5) характером и интенсивностью физической активности [4,5]. Исходя из этого, становится понятной необходимость в создании определенной модели оценки локомоторных функций, в которой бы не учитывались филогенетические наслоения, и отвечающей таким требованиям как простота проведения исследования, диагностическая ценность и достоверность.

Целью данного исследования являлось создание математической модели, позволяющей выделять добавочные нецеленаправленные движения из общего локомоторного пула по данным видеоряда.

Методика

В проведенном исследовании было обследовано 146 человек. Основную группу №1 составило 50 пациентов, страдающих болезнью Паркинсона: из них 30 (60%) мужчин и 20 (40%) женщин, при этом средний возраст в группе составил $56,2 \pm 14,3$ г, средний рост $158,3 \pm 8,4$ см, средний вес $74,3 \pm 11,4$ кг. Основную группу №2 составило 37 пациентов с установленным стволово-мозжечковым синдромом: из них 17 мужчин (45,9%) и 20 женщин (54,1%), при этом средний возраст в группе составил $31,1 \pm 9,6$ г, средний рост $172,2 \pm 11,8$ см, средний вес $70,1 \pm 12,5$ кг. Контрольную группу составило 59 человек: из них 35 (59,3%) мужчин и 24 (40,7%) женщин, при этом средний возраст в группе составил $28,4 \pm 10,1$ г, средний рост $172,6 \pm 8,3$ см, средний вес $70,9 \pm 12,7$ кг. Жалоб на состояние здоровья никто из них не предъявлял. В анамнезе у добровольцев выявлялись лишь простудные заболевания. Артериальное давление у всех находилось в границах возрастной нормы. Со стороны внутренних органов, ЛОР-органов (на предмет исключения вестибулопатии), нервной системы патологий не обнаружено.

Основным объектом исследования являлась опорная точка, расположенная в области проекции ОЦМ, а именно ее горизонтальные колебания. В нашем исследовании условная локализация точки ОЦМ принята в области остистого отростка L_V , либо S_I позвонка. На этом уровне происходила фиксация активного светового маркера. Далее испытуемый выполнял шаговое движение на платформу и сходил с нее той ногой, которой начинал движение. После движение повторялось другой ногой. Параллельно осуществлялась видеосъемка перемещения испытуемого во фронтальной плоскости. Затем полученная видеозапись оцифровывалась. Посредством программы «V&A» осуществлялся видеозахват активного маркера и выделение его горизонтальных координат после предварительного удвоения частоты кадрирования.

Экспериментальная часть

В ходе выполнения функционально усложненного шагового движения «СТЕР» происходит перемещение ОЦМ с одной опорной ноги на другую, из области одного опорного контура в опорный контур другой соответствующей ноги, через больший опорный контур периода двойной опоры, вместе с тем горизонтальные колебания принимают возвратно – поступательный вид. При этом в самом движении «СТЕР» поочередно в цикле правой и левой ноги период одиночной опоры сменяется периодом двойной опоры. Суммарно во временной развертке движение ОЦМ приобретает вид синусоиды, характеризующейся гармоничностью. Момент отрыва левой стопы от пола в фазе левой ноги является точкой начала регистрации данных (ТНРД); окончанием регистрации данных является точка перехода периода переноса вниз левой ноги в период нижней двойной опоры.

Из представленной модели следует, что для того чтобы совершить движение с 5-ю колебаниями и 9-ю точками экстремумов, необходимо разложить в ряд Фурье с минимальным необходимым рядом частот (1, A1), (2, A2) до 5. Далее данные движения считаются периодическими с периодом в N , где N – количество точек. Таким образом, возможно разложить функцию движения (далее $F(x)$) в ряд Фурье по формуле:

$$F(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{k=1}^{+\infty} A_k \cos\left(2\pi \frac{k}{N} x + \theta_k\right), \quad (1)$$

где $F(x)$ – функция движения (функция зависимости горизонтальной координаты центра масс человека от времени {единицы измерения Y – мм, X – 1/50 сек}).

Возьмем производную от $F(x)$ и приравняем к нулю:

$$F'(x) = \sum_{k=1}^{+\infty} -2\pi \frac{k}{N} A_k \sin\left(2\pi \frac{k}{N} x + \theta_k\right) = 0. \quad (2)$$

Точки, соответствующие решению этого уравнения, будут являться точками экстремального отклонения (ТЭО). А значит, из необходимости наличия 9 ТЭО следует, что минимально необходимое количество членов функции $F(x)$ равно $\frac{9}{2} = 4,5$, т.е. 5.

Также отметим, что наличие колебаний ОЦМ с частотой в 5 Гц является явным признаком наличия заболевания. Среднее время совершения движения «СТЕР» составляет около 10 сек, а значит полагаем, что все члены для $k > 50$, являются не соответствующими действительности, т.е.:

$$F(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{k=1}^{50} A_k \cos\left(2\pi \frac{k}{N} x + \theta_k\right) \quad (3)$$

Гипотетически предполагаем, что если человек при выполнении движения «СТЕР» делает более 5-ти колебаний туловища во фронтальной плоскости, то имеют место двигательные нарушения, а значит наличие частот k более 5 – признак наличия нецелевых колебаний.

Энергия колебательной системы с частотой ω равна

$$W_\omega = \frac{mV_{\max}^2 \omega^2}{2}, \quad (4)$$

где m – масса системы, V_{\max} – максимальная скорость колебания системы. Из формулы видно, что чем выше частота колебания, тем выше энергия колебания, а значит, исходя из принципа минимизации энергетических затрат следует, что в процессе движения организм стремится к уменьшению амплитуды более высоких частот. Т.к. из сказанного выше следует, что минимально необходимое число членов уравнения (3) равно 5 заключаем, что наличие частот k -ого члена выше 5, является признаком наличия нецелевых колебаний.

$$F(x)_{sign} = \sum_{k=1}^5 A_k \cos\left(2\pi \frac{k}{N} x + \theta_k\right) - \quad (5)$$

функция, описывающая целевые движения, а

$$F(x)_{noise} = \sum_{k=6}^{50} A_k \cos\left(2\pi \frac{k}{N} x + \theta_k\right) - \quad (6)$$

функция, описывающая нецелевые движения.

Для вычисления энергии целевых и нецелевых движений воспользуемся формулой

$W = C \frac{A^2}{2}$, где C – некий постоянный коэффициент системы, A – амплитуда колебания системы.

$$W_{sign} = \frac{C}{2} \sum_{k=1}^5 A_k^2, \quad (7)$$

$$W_{noise} = \frac{C}{2} \sum_{k=6}^{50} A_k^2, \quad (8)$$

где A_k – коэффициент, вычисляемый по формуле

$$A_k = \sqrt{a_k^2 + b_k^2},$$

при этом:

$$a_k = \frac{2}{N} \sum_0^N F(x) \cos(2k\pi x/N),$$

$$b_k = \frac{2}{N} \sum_0^N F(x) \sin(2k\pi x/N).$$

Введем коэффициенты $P_{sign,5}$, $P_{noise,5}$ и P_5 равные соответственно:

$$P_{sign,5} = \sum_{k=1}^5 A_k^2,$$

$$P_{noise,5} = \sum_{k=6}^{50} A_k^2,$$

$$P_5 = \frac{\sum_{k=6}^{50} A_k^2}{\sum_{k=1}^5 A_k^2} \cdot 100\% = \frac{P_{noise,5}}{P_{sign,5}} \cdot 100\% = \frac{W_{noise}}{W_{sign}} \cdot 100\% \quad (9)$$

или $P_5 = \frac{P_{noise,5}}{P_{sign,5}} \cdot 100\% = \frac{W_{noise}}{W_{sign}} \cdot 100\%$

Из формулы (9) видно, что коэффициент можно интерпретировать как отношение энергий, затрачиваемых на нецелевое и целевое движение, что согласно тому же принципу минимизации энергетических затрат является коэффициентом, отражающим способность тела к минимизации затрат энергии.

Математическая модель предложенной гипотезы складывается из следующих шагов:

- 1) для расчета была взята формула A_k ;
- 2) произведен подсчет A_k для всех пациентов;
- 3) выведено и рассчитано отношение P_{noise}/P_{sign} для значения $k = 5$;

4) проведена статистическая проверка полученных результатов для БП СМС и здоровых пациентов.

Результаты и их обсуждение

В ходе проведенного исследования в 1-ой и 2-ой основной и контрольной группах были получены значения коэффициентов P_{sign} , P_{noise} и их процентное отношение P_{noise}/P_{sign} , которые приведены в табл. 1.

Коэффициент P_{sign} отражает характер целенаправленных движений и соответствующих целенаправленных энергетических затрат на их выполнение. Данный коэффициент указывает на адекватность реализации поставленной моторной программы. Коэффициент P_{noise} обуславливает характер нецеленаправленных движений и следовательно нецеленаправленных энергетических затрат на их выполнение, свидетельствуя при этом о стабилизирующих поправочных дополнительных движениях, возникающих в ходе выполнения основной моторной программы. На наш взгляд, наиболее рациональным для клинического применения является коэффициент полезности движений в виде их процентного отношения P_{noise}/P_{sign} .

Таблица 1. Значения коэффициентов P_{sign} , P_{noise} и их процентное отношение P_{noise}/P_{sign} в 1-ой и 2-ой основных и контрольной группах

| Обследуемые группы | | P_{sign} | P_{noise} | P_{noise}/P_{sign} (%) |
|-------------------------------|---------------|------------|-------------|--------------------------|
| Здоровые | Медиана | 7836,5 | 92,3 | 1,2 |
| | 75 перцентиль | 10313,1 | 119,3 | 1,7 |
| | 25 перцентиль | 5990,2 | 66,9 | 0,8 |
| Болезнь Паркинсона | Медиана | 7478,3 | 399,9 | 5,4 |
| | 75 перцентиль | 9002,8 | 536,5 | 5,9 |
| | 25 перцентиль | 6432,9 | 290,0 | 4,5 |
| Стволово- мозжечковый синдром | Медиана | 7937,4 | 695,9 | 8,7 |
| | 75 перцентиль | 11872,3 | 1176,2 | 9,9 |
| | 25 перцентиль | 6539,2 | 493,4 | 7,5 |

Основным вопросом, выносимым для проверки предложенной гипотезы, является оптимальность выбранного значения. Проверка осуществляется по следующим этапам:

- 1) выполнение расчета P_{noise}/P_{sign} для $k = 1, 2, 3, 4, 8, 16, 32, 48, 64, 80, 96, 112, 128, 144, 160, 176, 192, 208, 224, 240, 256, 272, 288, 304, 320, 336, 352, 368, 384, 400, 416, 432, 448, 464, 480, 496, 512, 528, 544, 560, 576, 592, 608, 624, 640, 656, 672, 688, 704, 720, 736, 752, 768, 784, 800, 816, 832, 848, 864, 880, 896, 912, 928, 944, 960, 976, 992, 1008, 1024, 1040, 1056, 1072, 1088, 1104, 1120, 1136, 1152, 1168, 1184, 1200, 1216, 1232, 1248, 1264, 1280, 1296, 1312, 1328, 1344, 1360, 1376, 1392, 1408, 1424, 1440, 1456, 1472, 1488, 1504, 1520, 1536, 1552, 1568, 1584, 1600, 1616, 1632, 1648, 1664, 1680, 1696, 1712, 1728, 1744, 1760, 1776, 1792, 1808, 1824, 1840, 1856, 1872, 1888, 1904, 1920, 1936, 1952, 1968, 1984, 2000, 2016, 2032, 2048, 2064, 2080, 2096, 2112, 2128, 2144, 2160, 2176, 2192, 2208, 2224, 2240, 2256, 2272, 2288, 2304, 2320, 2336, 2352, 2368, 2384, 2400, 2416, 2432, 2448, 2464, 2480, 2496, 2512, 2528, 2544, 2560, 2576, 2592, 2608, 2624, 2640, 2656, 2672, 2688, 2704, 2720, 2736, 2752, 2768, 2784, 2800, 2816, 2832, 2848, 2864, 2880, 2896, 2912, 2928, 2944, 2960, 2976, 2992, 3008, 3024, 3040, 3056, 3072, 3088, 3104, 3120, 3136, 3152, 3168, 3184, 3200, 3216, 3232, 3248, 3264, 3280, 3296, 3312, 3328, 3344, 3360, 3376, 3392, 3408, 3424, 3440, 3456, 3472, 3488, 3504, 3520, 3536, 3552, 3568, 3584, 3600, 3616, 3632, 3648, 3664, 3680, 3696, 3712, 3728, 3744, 3760, 3776, 3792, 3808, 3824, 3840, 3856, 3872, 3888, 3904, 3920, 3936, 3952, 3968, 3984, 4000, 4016, 4032, 4048, 4064, 4080, 4096, 4112, 4128, 4144, 4160, 4176, 4192, 4208, 4224, 4240, 4256, 4272, 4288, 4304, 4320, 4336, 4352, 4368, 4384, 4400, 4416, 4432, 4448, 4464, 4480, 4496, 4512, 4528, 4544, 4560, 4576, 4592, 4608, 4624, 4640, 4656, 4672, 4688, 4704, 4720, 4736, 4752, 4768, 4784, 4800, 4816, 4832, 4848, 4864, 4880, 4896, 4912, 4928, 4944, 4960, 4976, 4992, 5008, 5024, 5040, 5056, 5072, 5088, 5104, 5120, 5136, 5152, 5168, 5184, 5200, 5216, 5232, 5248, 5264, 5280, 5296, 5312, 5328, 5344, 5360, 5376, 5392, 5408, 5424, 5440, 5456, 5472, 5488, 5504, 5520, 5536, 5552, 5568, 5584, 5600, 5616, 5632, 5648, 5664, 5680, 5696, 5712, 5728, 5744, 5760, 5776, 5792, 5808, 5824, 5840, 5856, 5872, 5888, 5904, 5920, 5936, 5952, 5968, 5984, 6000, 6016, 6032, 6048, 6064, 6080, 6096, 6112, 6128, 6144, 6160, 6176, 6192, 6208, 6224, 6240, 6256, 6272, 6288, 6304, 6320, 6336, 6352, 6368, 6384, 6400, 6416, 6432, 6448, 6464, 6480, 6496, 6512, 6528, 6544, 6560, 6576, 6592, 6608, 6624, 6640, 6656, 6672, 6688, 6704, 6720, 6736, 6752, 6768, 6784, 6800, 6816, 6832, 6848, 6864, 6880, 6896, 6912, 6928, 6944, 6960, 6976, 6992, 7008, 7024, 7040, 7056, 7072, 7088, 7104, 7120, 7136, 7152, 7168, 7184, 7200, 7216, 7232, 7248, 7264, 7280, 7296, 7312, 7328, 7344, 7360, 7376, 7392, 7408, 7424, 7440, 7456, 7472, 7488, 7504, 7520, 7536, 7552, 7568, 7584, 7600, 7616, 7632, 7648, 7664, 7680, 7696, 7712, 7728, 7744, 7760, 7776, 7792, 7808, 7824, 7840, 7856, 7872, 7888, 7904, 7920, 7936, 7952, 7968, 7984, 8000, 8016, 8032, 8048, 8064, 8080, 8096, 8112, 8128, 8144, 8160, 8176, 8192, 8208, 8224, 8240, 8256, 8272, 8288, 8304, 8320, 8336, 8352, 8368, 8384, 8400, 8416, 8432, 8448, 8464, 8480, 8496, 8512, 8528, 8544, 8560, 8576, 8592, 8608, 8624, 8640, 8656, 8672, 8688, 8704, 8720, 8736, 8752, 8768, 8784, 8800, 8816, 8832, 8848, 8864, 8880, 8896, 8912, 8928, 8944, 8960, 8976, 8992, 9008, 9024, 9040, 9056, 9072, 9088, 9104, 9120, 9136, 9152, 9168, 9184, 9200, 9216, 9232, 9248, 9264, 9280, 9296, 9312, 9328, 9344, 9360, 9376, 9392, 9408, 9424, 9440, 9456, 9472, 9488, 9504, 9520, 9536, 9552, 9568, 9584, 9600, 9616, 9632, 9648, 9664, 9680, 9696, 9712, 9728, 9744, 9760, 9776, 9792, 9808, 9824, 9840, 9856, 9872, 9888, 9904, 9920, 9936, 9952, 9968, 9984, 10000$
- 2) результаты для здоровых СМС и БП;
- 3) анализ данных (показывает, что для отличия здоровых от СМС и БП оптимальный коэффициент $k = 7$).

Таким образом, предложенная гипотеза является правомерной. На основании предложенной математической модели согласно вышеописанному алгоритму была создана программа «V&A», позволяющая осуществлять экспресс диагностику нарушений двигательных функций по характеру качественного выделения нецеленаправленных движений, являющихся в свою очередь маркерами патологических изменений в системе организации движений.

Заключение

В ходе проведенного исследования была предложена, проверена и отработана в практическом плане гипотеза по выделению нецеленаправленных движений, являющихся маркерами двигательных нарушений. Согласно данной гипотезе была разработана модель настоящего исследования в соответствии, с которой создан алгоритм программы «V&A», позволяющий осуществлять экспресс диагностику нарушений двигательных функций.

QUALITATIVE EXTRACTING OF PURPOSEFUL AND NO-PURPOSEFUL MOVEMENTS BY MEANS OF FRONTAL-PLANE-COMPLICATED-MOVEMENT SIMULATOR

S.A. LIKHACHEV, V.A. LUKASHEVICH, A.V. KHROMENKOV, A.V. TUZIKOV

Abstract

Nowadays in the modern stage of scientific and technological evaluation the locomotion analysis systems are taken their specific place. Those systems are mainly based on distant capturing of moving objects and include video analysis systems. Defined problems make their practical applying. At the same time a number of biomechanical parameters so far have remained a mystery and rather complicated for describing. We offered frontal-plane-complicated-movement simulator and realized it in «V&A» program. According to this program we can extract and analyze data such as purposeful and no-purposeful movements. Moreover their index can mark movement disturbances.

Литература

1. Бальсевич В.К. // Вопросы философии. 1981. №8. С. 78–89.
2. Бальсевич, В.К., Артюшенко А.Ф., Лузгин В.Н. // Биоэнергетика и термодинамика живых систем. 1984. С. 62–65.
3. Balsevich V.K., Karpeyev A.G., Martin E.E. // Biomechanics VHI-th B, Human Kinetics Publishers, Champaign. 1983. P.1032–1037.
4. Азарова И.В. // Вопросы биомеханики физических упражнений. 1983. С.71–75.
5. Попов Г.И. // Сб. научн. тр. 1993. С. 315–323.