

6. The fate of autogenous whole joints transplanted by microvascular anastomose / *Buncke H.J., Daniller A.I., Schulz W.P., Chase R.A.* // *Plast. Reconstr. Surg.* — 1967. — Vol. 39, № 4. — P. 333–341.
7. *Wilhelm A.* Die Gelenkdenervation und ihre anatomischen Grundlagen / *A. Wilhelm* // *Hefte zur Unfallheilk.* — 1966. — Bd. 86. — S.1–109.
8. *Wilhelm A.* Zur Innervation der Gelenke der oberen Extremität / *A. Wilhelm* // *Z. Anat. Entwicklungsgesch.* — 1958. — Bd. 120. — S. 331–371.
9. Wrist denervation, anatomical considerations / *Ferreres A., Suso S., Ordi J. [et al]* // *J. Hand Surg.* — 1995. — Vol. 20-B. — P. 761–768.
10. Wrist-denervation, surgical considerations / *Ferreres A., Suso S., Foucher G. [et al]* // *J. Hand Surg.* — 1995. — Vol. 20-B. — P. 769–772.
11. *Zeman M.* Denervace radiokarpálního kloubu / *M. Zeman* // *Sborník lékařský* — 1985. — Vol. 87. — P. 344–349.

УДК 617.57:616.72-002.77:612.76 616.728.2-06-089-77:612.76

ПЕРСПЕКТИВЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ИНЕРЦИАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ОЦЕНКИ КИНЕМАТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ВЕРХНЕЙ КОНЕЧНОСТИ У БОЛЬНЫХ РЕВМАТОИДНЫМ АРТРИТОМ

И. А. Лазарев, А. Н. Бабко, В. В. Мелешко, С. Л. Лакоза
ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины», г. Киев

PROSPECTS BY USE OF INERTIAL SYSTEM FOR ASSESSMENT OF UPPER EXTREMITY KINEMATIC CHARACTERISTICS IN PATIENTS WITH RHEUMATOID ARTHRITIS

I. A. Lazarev, A. N. Babko, V. V. Meleshko, S. L. Lakoza

Rheumatoid arthritis affects upper extremity causing severe joint deformities. Functional restriction of extremities results in limitation of self-care ability and disability. There are different methods of assessment of upper extremity kinematic characteristics such as goniometry, videoregistration and mathematic analysis which have some shortcomings. The Inertial System basing on navigation sensors: accelerometer, gyroscope and magnetometer was developed to analyse multiplanar movements in patients with rheumatoid arthritis. This System will allow to obtain necessary information to understand deeper manipulative skills and compensative mechanisms of upper extremity motions in contracture of the shoulder, elbow and wrist in patients with rheumatoid arthritis. The obtained data will enable to create a program of complex orthopaedic treatment with choice of optimal surgical treatment in these patients.

Key words: rheumatoid arthritis, upper extremity, inertial system, motion analysis.

ПЕРСПЕКТИВИ ЗАСТОСУВАННЯ ІНЕРЦІАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ ОЦІНКИ КІНЕМАТИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ У ХВОРИХ НА РЕВМАТОЇДНИЙ АРТРИТ

І. А. Лазарев, А. М. Бабко, В. В. Мелешко, С. Л. Лакоза

Ревматоїдний артрит уражає суглоби верхньої кінцівки, викликаючи їх тяжкі деформації. Зменшення функціональних можливостей кінцівок призводить до зниження можливостей самообслуговування та інвалідності. Існують методи оцінки кінематичних характеристик верхніх кінцівок, такі як гоніометрія, відеореєстрація та математичний аналіз, які мають свої недоліки. Розроблена інерціальна система на основі навігаційних датчиків — акселерометр, гіроскоп, магнітометр, для аналізу мультипланарних рухів у хворих на ревматоїдний артрит. Ця система дозволить отримати необхідну інформацію для більш глибокого розуміння маніпулятивних можливостей та компенсаторних механізмів рухів руки в умовах контрактури плечового, ліктьового та променево-запясткового суглобів у хворих на ревматоїдний артрит. Отримані дані дадуть можливість створити програму комплексного ортопедичного лікування з вибором оптимальної хірургічної тактики корекції порушень у цієї категорії хворих.

Ключові слова: ревматоїдний артрит, верхня кінцівка, інерційна система, аналіз рухів.

Введение

Ревматоидные поражения верхних конечностей характеризуются развитием тяжелых необратимых деформаций суставов со значительным нарушением их функции, приводящие к частичной или полной потере трудоспособности, возможности самообслуживания, инвалидности. По литературным данным, поражение суставов верхней конечности у больных ревматоидным артритом (РА) составляет от 40 до 50% среди поражений опорно-двигательного аппарата.

Поражение кисти — характерным для больных РА является развитие ульнарной девиации — отклонение пальцев кисти в сторону локтевой кости — “плавник моржа”, деформации пальцев по типу “шеи лебедя”, “бутоньерки”. Частой деформацией является “паукообразная” кисть.

Локтевой сустав — воспалительное поражение локтевого сустава приводит к ограничению движений с последующим образованием контрактуры в положении сгибания и пронации.

Плечевой сустав — поражение плечевого сустава характеризуется ограничением активных и пассивных движений. Хроническое воспаление является причиной переднего подвывиха плечевой кости из-за слабости плечевой бурсы.

Наиболее распространенными операциями на суставах верхней конечности при РА являются синовэктомия, артродез и резекционная артропластика. Особое распространение получили операции тотального эндопротезирования плечевого, локтевого, кистевого суставов и суставов кисти. Такие вмешательства часто дополняются мобилизующими операциями на мышцах и сухожилиях, окружающих сустав.

Для выявления дефицита движений в суставах верхних конечностей, а также

для оценки динамики восстановления функции верхней конечности у больных РА необходимо проведение биомеханических исследований ее кинематических характеристик. Анализ движений до операции и в послеоперационном периоде позволяет определить наиболее эффективный метод оперативного лечения суставов на разных стадиях заболевания и разработать алгоритм восстановительного лечения таких больных.

Анализ функциональных способностей верхней конечности человека с учетом ее пространственных межсегментарных взаимоотношений сопряжен со значительными трудностями. С биомеханических позиций рука человека представляет собой разомкнутую кинематическую цепь с 27 степенями свободы. Это и определяет сложность оценки перемещения биозвеньев верхней конечности в пространстве в условиях как нормы, так и при различных патологических состояниях, связанных с нарушением костно-мышечной системы.

На рис. 1 представлена кинематическая схема верхней конечности, на которой плечевой и лучезапястный суставы, как шарниры, представлены комбинациями из трех взаимно перпендикулярных вращательных пар с осями, пересекающимися в одной точке; в локтевом суставе — одной вращательной парой [1]. Приведены обозначения суставных углов, которые образуют смежные звенья, а также исходное положение кинематической цепи, при котором все углы равны нулю. Углы q_2, q_3 определяют положение предплечья относительно плеча, а углы q_5, q_7 — положение кисти относительно предплечья.

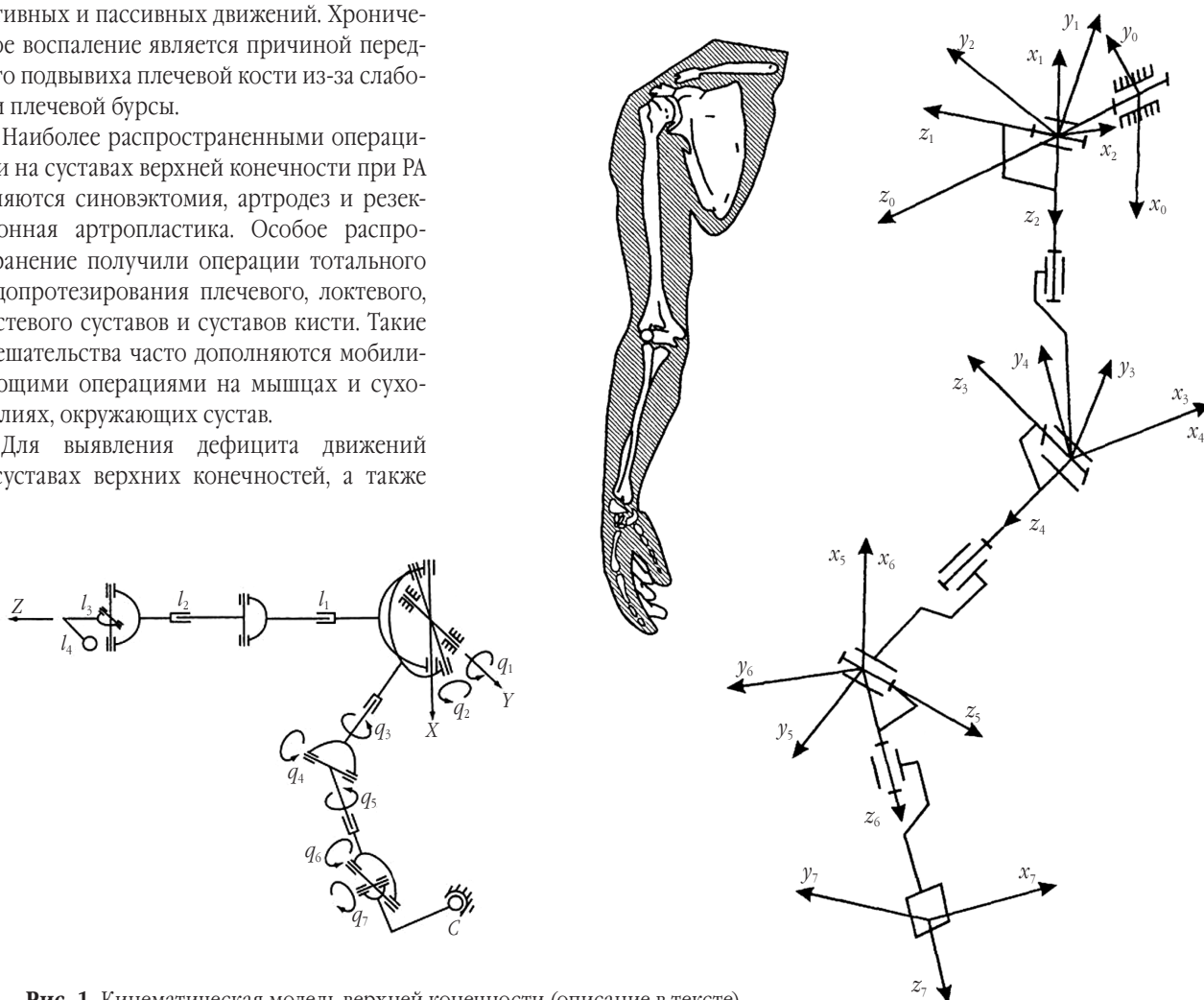


Рис. 1. Кинематическая модель верхней конечности (описание в тексте)

Таким образом, согласно используемой приближенной модели, конфигурация руки определяется значениями обобщенных координат q_i . Движения звеньев кинематической модели верхней конечности, измеряемые углами q_i , по аналогии с движениями руки человека, определяются, как:

- q_1 — отведение — приведение плеча;
- q_2 — сгибание — разгибание плеча;
- q_3 — ротация плеча;
- q_4 — сгибание — разгибание предплечья;
- q_5 — ротация предплечья;
- q_6 — сгибание — разгибание кисти;
- q_7 — отведение — приведение кисти.

На протяжении многих лет предпринимались попытки исследователей найти средства и способы оценки кинематических характеристик верхней конечности. Для этих целей использовались различные методы гониометрии, видеорегистрации, математического анализа [3–5], которые не всегда позволяют отразить функциональные закономерности и стереотип движений у больных РА.

Цель работы — оценить функциональный потенциал конечности у больных РА.

Материалы и методы

В лаборатории биомеханики ГУ «ИТО НАМНУ» разработана бесплатформенная инерциальная система оценки кинематических характеристик опорно-двигательного аппарата человека (рис. 2) на основе навигационных датчиков (акселерометр — гироскоп — магнитометр). Система позволяет осуществить регистрацию основных пространственных и временных характеристик движений верхней конечности относительно туловища, положение которого принято за нулевое — координата точки, перемещение точки, траектория, момент времени, длительность, темп, ритм, и по полученным данным провести анализ типа, плоскости, направления, амплитуды и величины движений для каждого сегмента — плеча, предплечья, кисти, отдельно и в связи друг с другом [2].

Принцип работы системы — инерциальный. Это значит, что система является полностью автономной при определении необходимых



Рис. 2. Инерциальная система оценки кинематических характеристик опорно-двигательного аппарата человека

параметров. Основная задача системы — это оценка углового положения объектов, на которых установлены чувствительные элементы (датчики). Угловое положение объекта в системе описывается с помощью матрицы направляющих косинусов.

По каждому чувствительному элементу система выдает следующую информацию (рис. 3):

1) *угловые скорости объекта* в месте установки чувствительных элементов (датчиков) — $\dot{\psi}_x, \dot{\psi}_y, \dot{\psi}_z$. Угловая скорость характеризует вращение вокруг осей датчика и выражается в единицах — градус/с. Оси датчика обозначены в виде системы координат XYZ;

2) *ускорения*, которые действуют на объект в месте установки датчиков — a_x, a_y, a_z . Ускорения выражаются в единицах — m/c^2 . Оси датчика обозначены в виде системы координат XYZ;

3) *углы ориентации объекта* — курс ψ , тангаж ϑ , крен γ . Кинематика углового положения датчика показана на рис. 4. Диапазон значений:

- угла курса ψ — $\pm 180^\circ$;
- угла тангажа ϑ — $\pm 90^\circ$;
- угла крена γ — $\pm 180^\circ$.

Угол курса отсчитывается в горизонтальной плоскости между осью x и осью η , угол тангажа — в вертикальной плоскости O ζ X; угол крена — в плоскости шпангоута (в плоскости, отклоненной на угол ϑ от вертикали).

Для регистрации пространственных перемещений сегментов тела производится выбор функциональной активности с постановкой задачи на основе выполнения

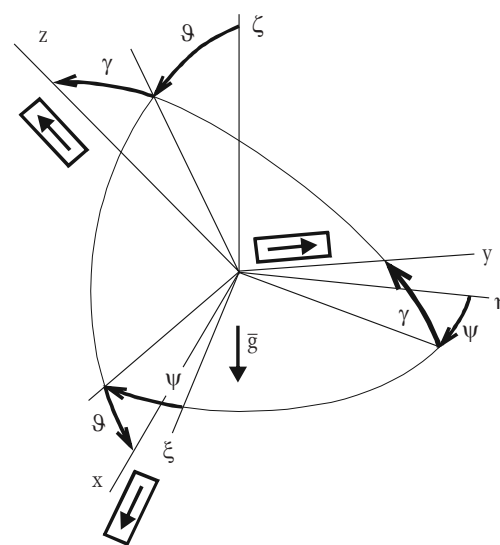


Рис. 3. Кинематика углового положения датчика

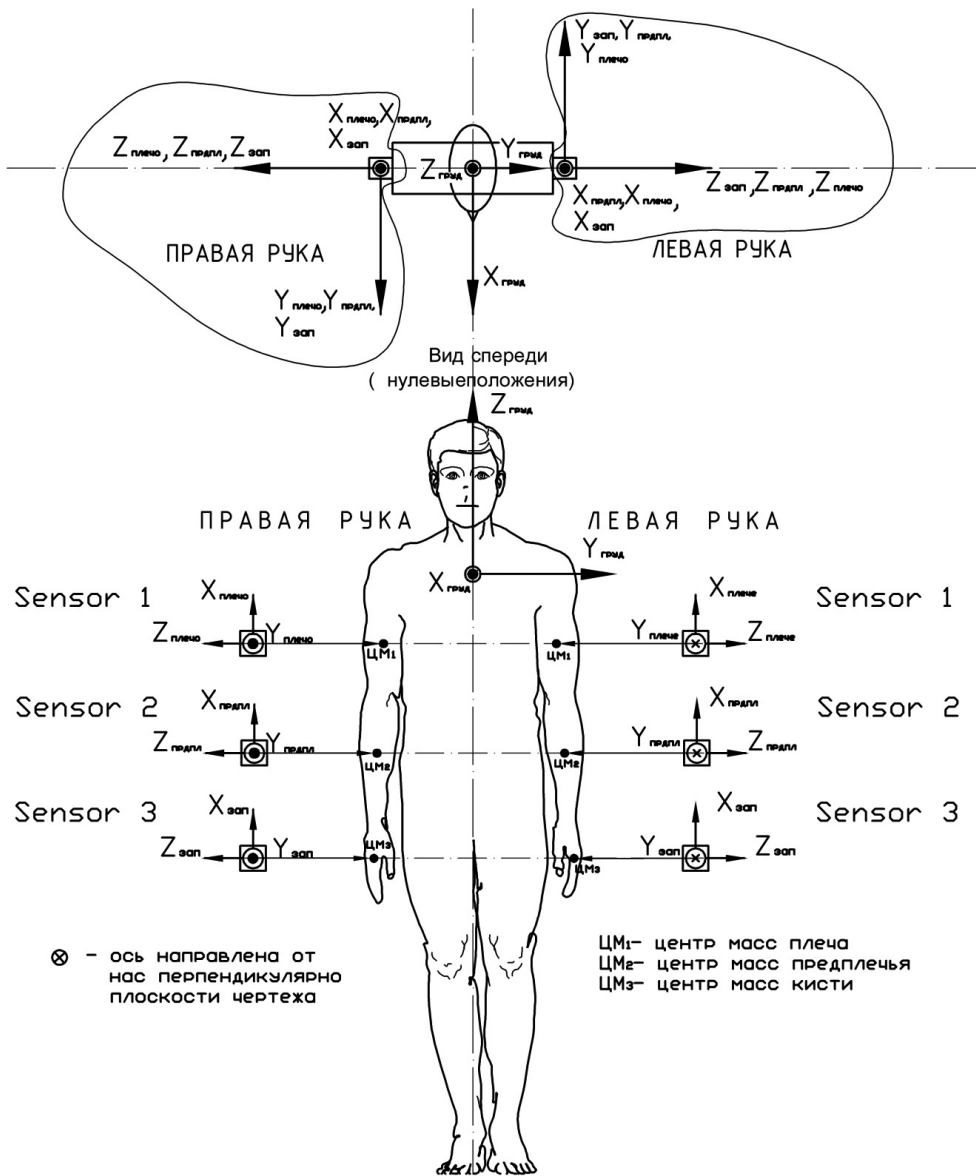


Рис. 4. Системы координат, связанные с верхней конечностью человека

обычных повседневных двигательных актов. В диапазоне заданной функциональной активности осуществляется запись значений межсегментарных соотношений и движений с последующим их анализом в соматической системе координат.

Исследование движений верхней конечности выполняется следующим образом. Чувствительные элементы (датчики) размещаются и фиксируются на определенных участках конечности (плечо, предплечье, кисть) в местах, где подкожно-жировая клетчатка имеет наименьшую толщину по отношению к подлежащим тканям. Чувствительными элементами системы являются три блока датчиков — Sensor 1, Sensor 2, Sensor 3. Перед испытуемым ставится задача выполнения определенных движений из исходного положения с последующим возвратом в то же положение [6]. Проводится инструктаж о порядке выполнения движений с разучиванием и репетицией всех этапов движения. Каждое движение выполняется 3 раза. Запись данных производится на флеш-карту

устройства. После окончания исследования флеш-карта извлекается из устройства и данные считываются и обрабатываются с помощью компьютерного комплекса в программном пакете прикладных программ для решения задач технических вычислений *Matlab*.

Для дальнейшего анализа кинематических характеристик движений верхней конечности человека необходимо определить с однозначностью их описания и охарактеризовать системы координат, в которых отсчитываются необходимые величины. Характеристика систем координат и нулевых положений звеньев верхней конечностей, которые используются в инерциальной системе для оценки кинематических характеристик, представлены ранее на рис. 4, где:

1) $X_{груд} Y_{груд} Z_{груд}$ — система координат, которая жестко привязана к грудной клетке, как к наименее подвижному объекту тела человека, где:

$X_{груд} 0 Z_{груд}$ — сагиттальная плоскость;
 $Y_{груд} 0 Z_{груд}$ — фронтальная плоскость;

$X_{\text{груд}} \ 0 \ Y_{\text{груд}}$ — горизонтальная плоскость;
 $X_{\text{груд}}$ — продольная ось;
 $Y_{\text{груд}}$ — поперечная ось;
 $Z_{\text{груд}}$ — вертикальная ось;

2) $X_{\text{плечо}} \ Y_{\text{плечо}} \ Z_{\text{плечо}}$ — система координат, которая жестко связана с плечом человека, с началом в точке центра масс плеча (ЦМ₁), где:

$X_{\text{плечо}}$ — вертикальная ось плеча;
 $Y_{\text{плечо}}$ — продольная ось плеча;
 $Z_{\text{плечо}}$ — поперечная ось плеча;

3) $X_{\text{предпл}} \ Y_{\text{предпл}} \ Z_{\text{предпл}}$ — система координат, которая жестко связана с предплечьем человека, с началом в точке центра масс предплечья (ЦМ₂), где:

$X_{\text{предпл}}$ — вертикальная ось предплечья;
 $Y_{\text{предпл}}$ — продольная ось предплечья;
 $Z_{\text{предпл}}$ — поперечная ось предплечья;

4) $X_{\text{зап}} \ Y_{\text{зап}} \ Z_{\text{зап}}$ — система координат, которая жестко связана с запястьем человека, с началом в точке центра масс запястья (ЦМ₃), где:

$X_{\text{зап}}$ — вертикальная ось запястья;
 $Y_{\text{зап}}$ — продольная ось запястья;
 $Z_{\text{зап}}$ — поперечная ось запястья.

При работе с инерциальной системой предусмотрена возможность установки датчиков на левой или правой руке пациента — “ЛЕВАЯ РУКА”, “ПРАВАЯ РУКА” (см. рис. 4).

Движение плеча характеризуется тремя углами. Эти три угла описывают движение плеча относительно грудной клетки (система координат). Так, приведение — отведение совпадает с углом поворота плеча во фронтальной плоскости; сгибание — разгибание — с углом поворота в сагиттальной плоскости; ротация плеча — с поворотом плеча вокруг собственной оси $X_{\text{плечо}}$.

Движение предплечья характеризуется двумя относительными угловыми величинами: сгибание — разгибание, ротация предплечья и углами поворота в сагиттальной, фронтальной и горизонтальной плоскости.

Движение кисти характеризуется также двумя относительными угловыми величинами: сгибание — разгибание, локтевая — лучевая девиация кисти (приведение — отведение) и углами поворота в сагиттальной и фронтальной плоскости.

Кинематика движения плеча

Кинематика относительного движения плеча показана на рис. 5, где:

- q_1 — угол отведения — приведения плеча (угол поворота во фронтальной плоскости);
- q_2 — угол сгибания — разгибания плеча (угол поворота в сагиттальной плоскости);
- q_3 — угол ротации плеча (поворот вокруг собственной оси плеча);
- $q_{\text{пл гор}}$ — угол поворота плеча в горизонтальной плоскости.

Для того чтобы найти относительную ориентацию плеча, необходимо знать положение систем $X_{\text{груд}} \ Y_{\text{груд}} \ Z_{\text{груд}}$ и $X_{\text{плечо}} \ Y_{\text{плечо}} \ Z_{\text{плечо}}$ в глобальной системе координат, чтобы можно было гарантировать однозначность описания углового движения каждым из датчиков. Схематично

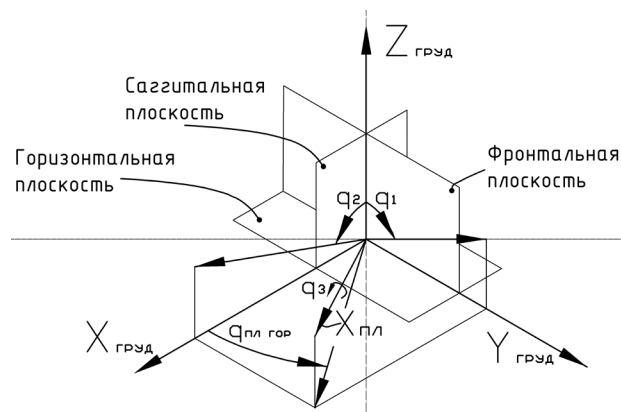


Рис. 5. Кинематика движения плеча (описание в тексте)

переход от системы координат $X_{\text{груд}} \ Y_{\text{груд}} \ Z_{\text{груд}}$ к системе $X_{\text{плечо}} \ Y_{\text{плечо}} \ Z_{\text{плечо}}$ можно изобразить в виде

$$X_{\text{груд}} \ Y_{\text{груд}} \ Z_{\text{груд}} \xrightarrow[C_1]{q_1, q_2, q_3} X_{\text{плечо}} \ Y_{\text{плечо}} \ Z_{\text{плечо}}.$$

Матрица C_1 , которая описывает относительное положение $X_{\text{плечо}} \ Y_{\text{плечо}} \ Z_{\text{плечо}}$ определяется следующим образом

$$C_1 = (C_0)^{-1} g C S_1,$$

где $C S_1$ — матрица описания ориентации блока датчиков “Sensor 1” в глобальной системе координат; C_0 — матрица описания положения горизонтальной, фронтальной и сагиттальной плоскости, то есть ориентация соматической системы координат (ССК) $X_{\text{груд}} \ Y_{\text{груд}} \ Z_{\text{груд}}$.

При условии неподвижной грудной клетки можно определить ориентацию ССК $X_{\text{груд}} \ Y_{\text{груд}} \ Z_{\text{груд}}$ лишь на первом этапе с помощью датчика “Sensor 1” и внести его данные в оперативную память как точку отсчета. Далее, установив первый датчик на штатное место (плечо), продолжить работу с системой на втором этапе. При этом необходимо обеспечить неподвижность грудной клетки. Углы, показанные на рис. 5, можно определить следующим образом:

$$q_1 = -\arctg \frac{C_1(2,1)}{C_1(1,1)}; q_2 = \arctg \frac{C_1(3,1)}{C_1(1,1)};$$

$$q_3 = \arctg \frac{C_1(3,2)}{C_1(3,3)}; q_{\text{пл гор}} = -\arctg \frac{-C_1(2,1)}{C_1(3,1)}.$$

Кинематика движения предплечья

Кинематика относительного движения предплечья показана на рис. 6, где:

- q_5 — угол сгибания — разгибания предплечья;
- q_6 — угол ротации предплечья.

Определение углов поворота предплечья в сагиттальной, фронтальной и горизонтальной плоскости происходит аналогично формулам для нахождения $q_1, q_2, q_3, q_{\text{пл гор}}$ (движение предплечья относительно соматической системы координат, связанной с неподвижной грудной клеткой, положение которой описывается матрицей C_0). Движение предплечья относительно плеча можно изобразить в виде

$$X_{\text{плечо}} \ Y_{\text{плечо}} \ Z_{\text{плечо}} \xrightarrow[C_2]{q_5, q_6} X_{\text{предпл}} \ Y_{\text{предпл}} \ Z_{\text{предпл}}.$$

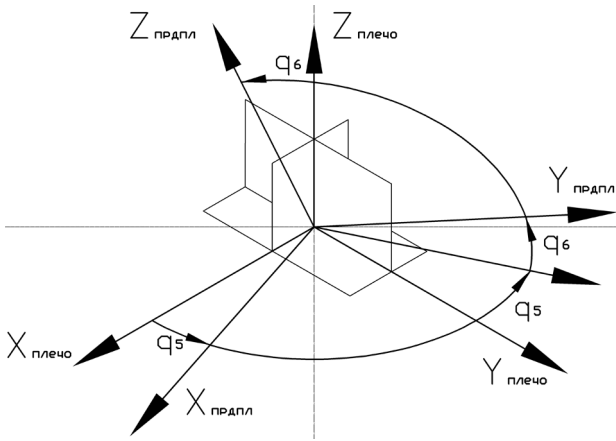


Рис. 6. Кинематика относительного движения предплечья (описание в тексте)

Матрица C_2 определяется следующим образом:

$$C_2 = (C_1)^{-1} g C S_2,$$

где $C S_2$ — матрица описания ориентации блока датчиков “Sensor 2” в глобальной системе координат.

Углы, показанные на рис. 6, можно определить следующим образом:

$$q_5 = \arctg \frac{C_2(2,1)}{C_2(1,1)}; q_6 = \arctg \frac{C_2(3,2)}{C_2(3,3)}.$$

Кинематика движения кисти

Кинематика относительного движения кисти описывается аналогично кинематике плеча, только отсутствует угол ротации, в силу его малых значений (относительные углы движения кисти отсчитываются относительно СК $X_{предпл}$ $Y_{предпл}$ $Z_{предпл}$).

Результаты и их обсуждение

Количественный биомеханический анализ движений проводится в локальной подвижной системе координат по средним значениям суставных углов, ускорений, временных характеристик и их разнице в процессе выполнения поставленной двигательной задачи (рис.7).

Регистрация пространственных перемещений отдельных сегментов позволяет создать кинематическую модель конечности в процессе ее активности при выполнении повседневных рабочих актов, определить факторы риска развития нарушений со стороны опорно-двигательного аппарата, часто возникающих в условиях высоких суставных угловых ускорений, большой амплитуды движений. Выполнение испытуемым определенных функциональных

задач позволяет клиницисту оценить возможности манипулирования рукой в условиях нарушения кинематики — контрактуры плечевого, локтевого и лучезяпястного суставов у больных ревматоидным артритом. Обеспечивая процесс документирования мультипланарных функциональных ограничений конечности с созданием базы данных 3D кинематических значений, методика исследования является хорошей основой для статистического сравнительного анализа функциональных нарушений и оценки результатов проведенного лечения.

Выводы

Использование инерциальной системы оценки кинематических характеристик верхней конечности является перспективным методом исследования функциональных нарушений и оценки результатов проведенного лечения у больных ревматоидным артритом. Анализ манипулятивных способностей руки, выявление

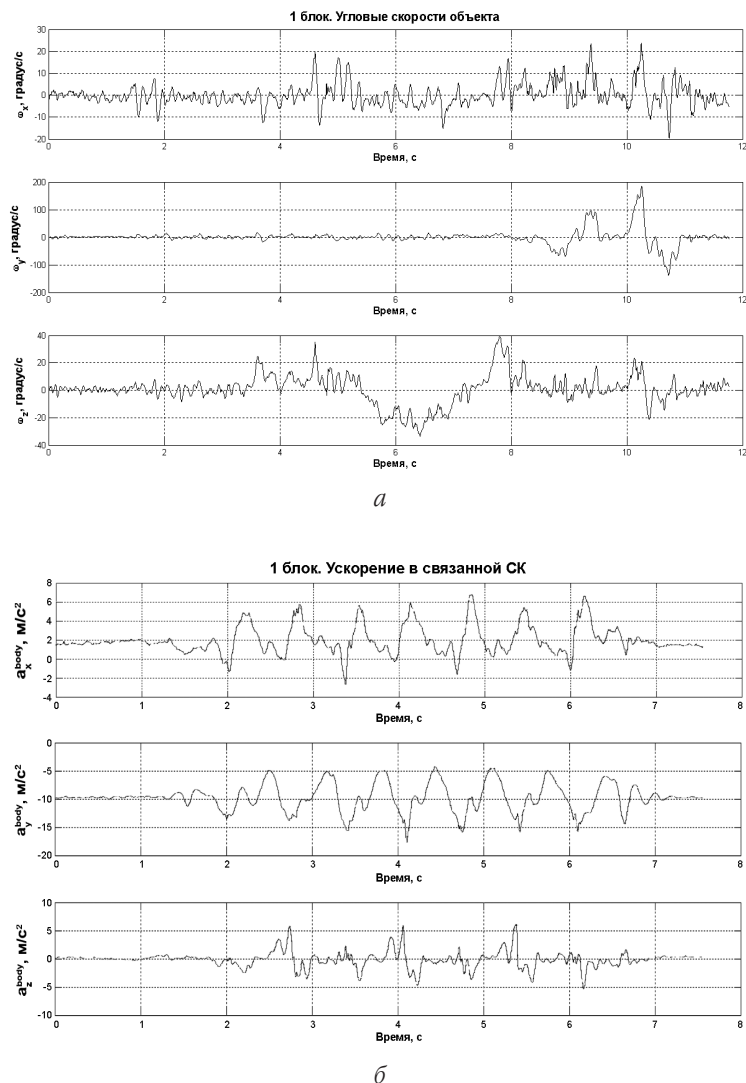


Рис. 7. Кинематические характеристики верхней конечности в процессе выполнения поставленной двигательной задачи:
 а — показатели угловых скоростей;
 б — показатели ускорения

компенсаторных механизмов движений верхней конечности в условиях контрактуры плечевого, локтевого и лучезапястного суставов у больных ревматоидным артритом позволит по-новому оценить функциональный потенциал конечности, создать программу комплексного ортопедического лечения с выбором оптимальной тактики хирургической коррекции имеющихся нарушений у данной категории больных.

Литература

1. Бегун П.И., Афонин П.Н. Моделирование в биомеханике / П.И. Бегун, П.Н. Афонин : [учеб. пособие]. — М. : Высш. шк. — 2004. — 390 с.
2. Нейматов Э.М. Настольная книга остеопата. Основы биомеханики движения тела / Э.М. Нейматов, С.Л. Сабинин. — М. : ООО "Мед. информ. агентство", 2012. — 480 с.
3. Jiping H. A statistical smoothness measure to eliminate outliers in motion trajectory tracking / H. Jiping, Chun-Xiang Tian // Human Movement Science. — Vol. 17, Iss. 2. — 1998. — P. 189–200.
4. Kwon D. Y. Combining Body Sensors and Visual Sensors for Motion Training. ACE'05 : Proceedings of the 2005 / D. Y. Kwon, M. Gross // ACM SIGCHI International Conference on Advances in computer entertainment technology. — NY, USA, 2005. — P. 94–101.
5. Sutbantira Vanitba M.E. MARG Sensors Based RT Tracking Of Human Limb Segment Orientation / Vanitba M.E. Sutbantira, V. Palanisamy // GESTS Int'l Trans. Computer Science and Engr. — 2005. — Vol.18, № 1. — P. 143–151.
6. Upper extremity kinematics during the functional activities of a hair-blow-drying task. Three-dimensional studies of professional hairdressers / Chen R., Fang L. H-L., Kuo Li-C. [et al.] // Poster of International Association of Societies of Design Research. — IASDR, 2009.

УДК 616.72-002-079

ДИФЕРЕНЦІЙНА СПЕКТРАЛЬНА СТОКС-ПОЛЯРИМЕТРИЧНА ДІАГНОСТИКА РЕАКТИВНОГО СИНОВІТУ ПРИ ДЕФОРМІВНОМУ ГОНАРТРОЗІ ТА ПІОГЕННОГО АРТРИТУ КОЛІННОГО СУГЛОБА

Д. І. Кваснюк¹, С. В. Васюк¹, О. Г. Ушенко²

¹Буковинський державний медичний університет, м. Чернівці, Україна

²Чернівецький національний університет ім. Ю. Федьковича, Україна

DIFFERENTIAL SPECTRAL STOKES POLARIMETRY IMAGING OF REACTIVE SYNOVITIS IN DEFORMING GONARTHROSIS AND PIOGENIC ARTHRITIS OF THE KNEE

D. I. Kvasniuk, S. B. Vasiuk, O. H. Usbenko

Spectral stokes polarimetry imaging of synovial fluid for differential diagnosis of pathological conditions of the knee joint was evaluated and investigation algorithm was elaborated. The 30 patients were involved in the study: 10 patients with pyogenic arthritis of the knee and 20 ones with reactive synovitis in deforming arthrosis of the II–III stage. The study findings show reliable differences between the values of statistical moments of 1–4 moments of two groups, allowing objectively differentiate the above mentioned pathology of the knee in an express manner.

Key words: spectral polarimetry imaging, synovial fluid, arthritis.

ДИФФЕРЕНЦІАЛЬНА СПЕКТРАЛЬНА СТОКС-ПОЛЯРИМЕТРИЧЕСЬКА ДІАГНОСТИКА РЕАКТИВНОГО СИНОВІТА ПРИ ДЕФОРМУЮЧЕМ ГОНАРТРОЗІ І ПІОГЕННОМУ АРТРИТЕ КОЛІННОГО СУСТАВА

Д. І. Кваснюк, С. В. Васюк, О. Г. Ушенко

Оценен способ спектральної Стокс-поляриметрії синовіальної рідкості для дифференціальної діагностики патологічних состоянь колінного суглоба і розробтан алгоритм дослідження. В дослідванні прийняли участь 30 пацієнтів, із котрих: с реактивним синовітом при деформуючому артрозі II–III стадії — 20 і с піогенним артритом колінного суглоба — 10. Результати дослідження указують на достовірні различія двох груп между величинами статистических моментів 1–4 порядків, что позволяеть объективно дифференцировать вышеуказанную патологию колінного суглоба в експресном порядку.

Ключевые слова: спектральная поляриметрическая диагностика, синовиальная жидкость, артрит.