

Анализ координации в двигательных действиях человека с помощью видео анализирующего комплекса ВИАС-2

Воронов А.В.

Введение. По определению Н.А. Бернштейна (1977, стр. 32) *суть координации сводится к преодолению избыточных степеней свободы в суставах.* Применительно к спортивным движениям понятие «координация» можно дополнить следующей фразой: координации состоит не только в преодолении избыточных степеней свободы в суставах, но и в развитии таких линейных скоростей суставов за счет сил тяги мышц, которые необходимы для решения поставленной двигательной задачи.

Поясним, почему в определении к спортивным двигательным действиям в понятие «координация» ввели линейные скорости:

– во-первых, квалифицированные спортсмены не имеют двигательных патологий их спортивные действия обладают высокой эффективностью, что само по себе исключает «лишние» степени свободы в суставах, вызывающих повышенные механические энергозатраты. Поэтому определение координации, как только «преодоление избыточных степеней свободы в суставах», для высококвалифицированных спортсменов является, на наш взгляд не полным;

– во-вторых, для перехода угловой скорости в линейную, за счет силы тяги мышц необходимо:

- а) создать не только определенный профиль скорости, но и;
- б) придать звеньям тела такие углы наклона к осям инерциального базиса, чтобы вращение в суставах превращалось в линейную скорость суставов по траектории, соответствующей цели решаемой двигательной задачи.

Наличие цели в двигательных действиях человека позволяет классифицировать локомоции следующим образом:

- 1) поддержание постоянной скорости передвижения (циклические локомоции);
- 2) изменение положения тела и его сегментов в пространстве (гимнастика, фигурное катание, спортивные игры);
- 3) придание максимальной скорости и оптимальных углов вылета спортивным снарядам (метания, передачи в спортивных играх);
- 4) достижение максимальной скорости (вертикальной/горизонтальной) центра масс тела при отталкивании (прыжки, спринтерский бег легкоатлетов);
- 5) задание оптимальных траекторий спортивным снарядам для решения задач по точности (вторая передача в волейболе, дартс и т.д.)

Несмотря на различия в целях, перечисленных выше двигательных действий, их объединяет одно: *угловая скорость переходит в поступательную скорость суставов.*

Продемонстрируем еще одну возможность комплекса *ВИАС-2* по оценке координированности двигательных действий. Исследуем особенности взаимодействия угловой и линейной скоростей в локомоциях человека на примере четырехзвенной плоской модели тела, представленной на рис. 1. На примере этой модели рассмотрим биомеханические особенности перехода угловой скорости вращения в поступательную (линейную) скорость.

Кинематические ограничения на линейную скорость между суставами (на примере модельной задачи). Исходное положение модели задали углами наклона звеньев тела к вертикали (рис. 1). Начальные углы наклона туловища, бедра и стопы к вертикали приняли приблизительно следующими: $\alpha = \beta = \eta \approx 90^0$; угол наклона голени к вертикали: $\gamma \approx 270^0$ (рис. 1 А).

Конечные углы наклона звеньев тела считали равными: $\alpha \approx 0^0$; $\beta = \gamma = \eta \approx 180^0$ (рис. 1 Б).

Биомеханические длины звеньев (L_j) для одного испытуемого (мужчина, длина тела 180 см, вес 85 кг, возраст 26 лет) определили по

антропометрическим измерениям. Длины сегментов составили: стопы: $L_4=0,15$ м; голени: $L_3=0,425$ м; бедра: $L_2=0,415$ м; положение ЦМ туловища от тазобедренного сустава: $r_T=0,25$ м.

Предположили, что антропоморфный механизм (четырёхзвенник) с равномерной произвольной угловой скоростью переходит из положения приседа (рис. 1 А) в вертикальную стойку (рис. 1 Б).

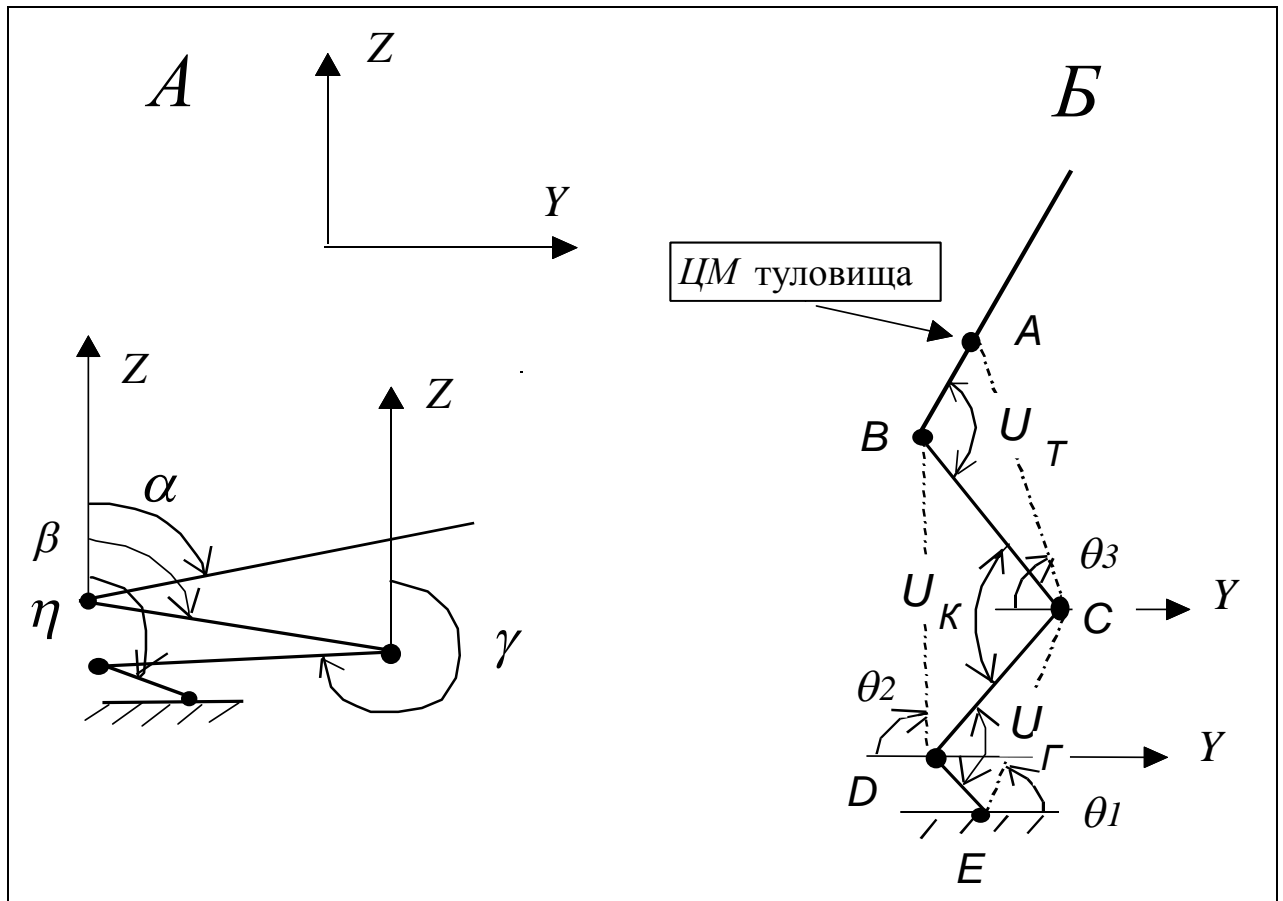


Рис. 1. Математические модели прыжка вверх

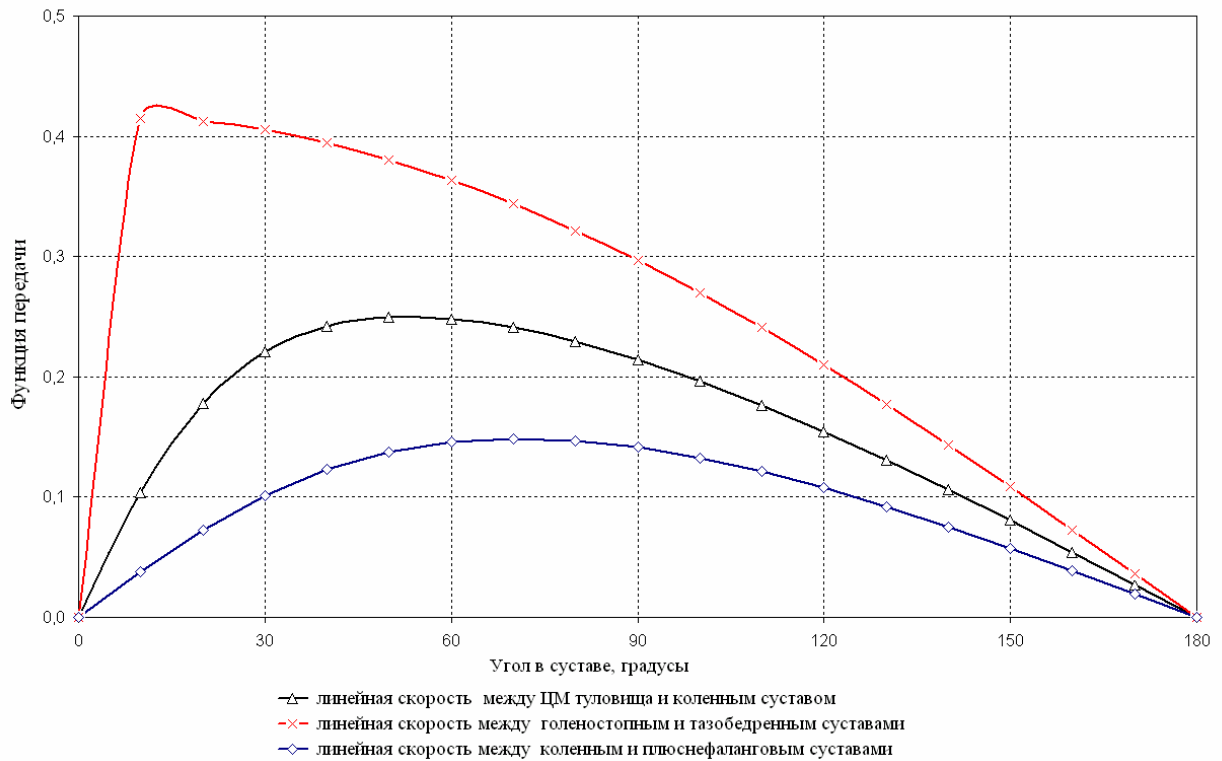


Рис. 2. Трансформация угловой скорости в линейную скорость между суставами

Угловая скорость в v -том суставе (\dot{U}_v) связана с линейной скоростью (\dot{L}_k^l) между анатомическими точками следующим образом [Schenau, 1984]:

$$L_{k,k+1}^l = \frac{L_{k+1}L_k \sin(U_v)}{\sqrt{L_{k+1}^2 + L_k^2 - 2L_{k+1}L_k \cos(U_v)}} \dot{U}_v. \quad (1)$$

Угловая скорость вращения в v -том суставе нижней конечности (\dot{U}_v), с учетом длин бедра, голени, стопы и межзвенового угла, трансформируется в линейную скорость между суставами по профилям, представленным на рис. 2.

Следовательно, независимо от величины угловой скорости существуют кинематические ограничения на значение линейной скорости:

– во-первых, с учетом анатомических длин звеньев тела следует, что максимум 40% угловой скорости может «перейти» в линейную скорость между суставами;

– во-вторых, при углах в суставах $U_v \Rightarrow 0^0$, и в конце движения при $U_v \Rightarrow 180^0$ уравнение (1)¹ обращается в ноль;

– оптимальные диапазоны суставных углов для «передачи вращательного движения в суставах в их линейную скорость для нижней конечности следующие: так в тазобедренном максимум линейной скорости достигается при $40^0 < U_T < 80^0$; в коленном: $10^0 < U_K < 40^0$; в голеностопном: $50^0 < U_G < 100^0$ (рис. 2).

– если рассматривать «идеализированную модель», предложенную Shenau Ingen (1984), при которой длины сегментов приняты за 0,5 м, то угловая скорость может переходить в линейную с коэффициентом 0,75.

Кинематические ограничения на линейную скорость в проекции на оси инерциального базиса. Для того чтобы достичь цели движения, например, такой как: «прыгнуть вверх как можно выше» необходимо развить максимальную скорость *ОЦМ* тела (или *ЦМ* туловища) по вертикали². И, наоборот, для максимальной скорости спринтерского бега необходимо, чтобы скорость *ОЦМ* имела наибольшую проекцию по горизонтали. На рис. 1 Б показано, что скорость движения в проекции на оси *Y* и *Z* зависит не только от величины \dot{U}_v , но и от углов наклона межсуставной линейной скорости \dot{L}_k^J к осям инерциального базиса (например, углов θ_v между отрезками *AC*, *BD* и *CE* к оси *Y* инерциального базиса, рис. 1). Скорость между анатомическими точками в проекции на вертикальную ось инерциального базиса равна:

¹ Геометрическое соотношение $\frac{L_{k+1}L_k \sin(U_j)}{\sqrt{L_{k+1}^2 + L_k^2 - 2L_{k+1}L_k \cos(U_j)}}$ назовем

функций передачи угловой скорости.

² Кинематика *ЦМ* туловища, близка к кинематике *ОЦМ*

$$\dot{Z} = \sqrt{L_{k+1}^2 + L_k^2 - 2L_{k+1}L_k \cos(U_v) \cos(\theta_v)} \dot{\theta}_v + \frac{\dot{U}_v L_{k+1} L_k \sin(U_v) \sin(\theta_v)}{\sqrt{L_{k+1}^2 + L_k^2 - 2L_{k+1}L_k \cos(U_v)}} \quad (2)$$

где θ_v и $\dot{\theta}_v$ – углы наклона и угловая скорость относительно продольной оси Y ; U_v , \dot{U}_v – угол и угловая скорость в v -том суставе; L_k – биомеханические длины звеньев.

Исследование односуставных движений с помощью изокинетического динамометра показали, что максимальная угловая скорость сегментов нижней конечности при произвольном сокращении мышц около 5 рад/с. Предположили, что все звенья четырехзвенной модели двигаются *одновременно с постоянной угловой скоростью 5 рад/с*. Тогда: $\dot{U}_T = \dot{U}_K = \dot{U}_Г = 10$ рад/с. Подставили эти значения в уравнение (2). На рис. 3 представлены зависимости: «скорость между суставами» и «линейная вертикальная скорость» (рис. 2). «Наилучшими» биомеханическими возможностями для перехода угловой скорости \dot{U}_v в линейную вертикальную скорость (\dot{Z}) имеет двухзвенник «бедро-голень», наихудшие условия у голеностопного сустава: менее 30%³ от угловой скорости в голеностопном суставе может трансформироваться в линейную скорость.

Предварительные выводы. 1. Уточнили определения координации применительно к спортивным двигательным действиям. Введение в определение координации «линейных скоростей суставов» позволяет несколько расширить представление о координации спортивных локомоций, и оценивать организацию двигательных действий по следующим кинематическим параметрам: 1) как и сколько угловой

³ Предположим, что максимальная угловая скорость в суставе 10 рад/с. Если линейная скорость между суставами в проекции на вертикаль 3 м/с, то это означает, что 30% угловой скорости «перешло» в линейную.

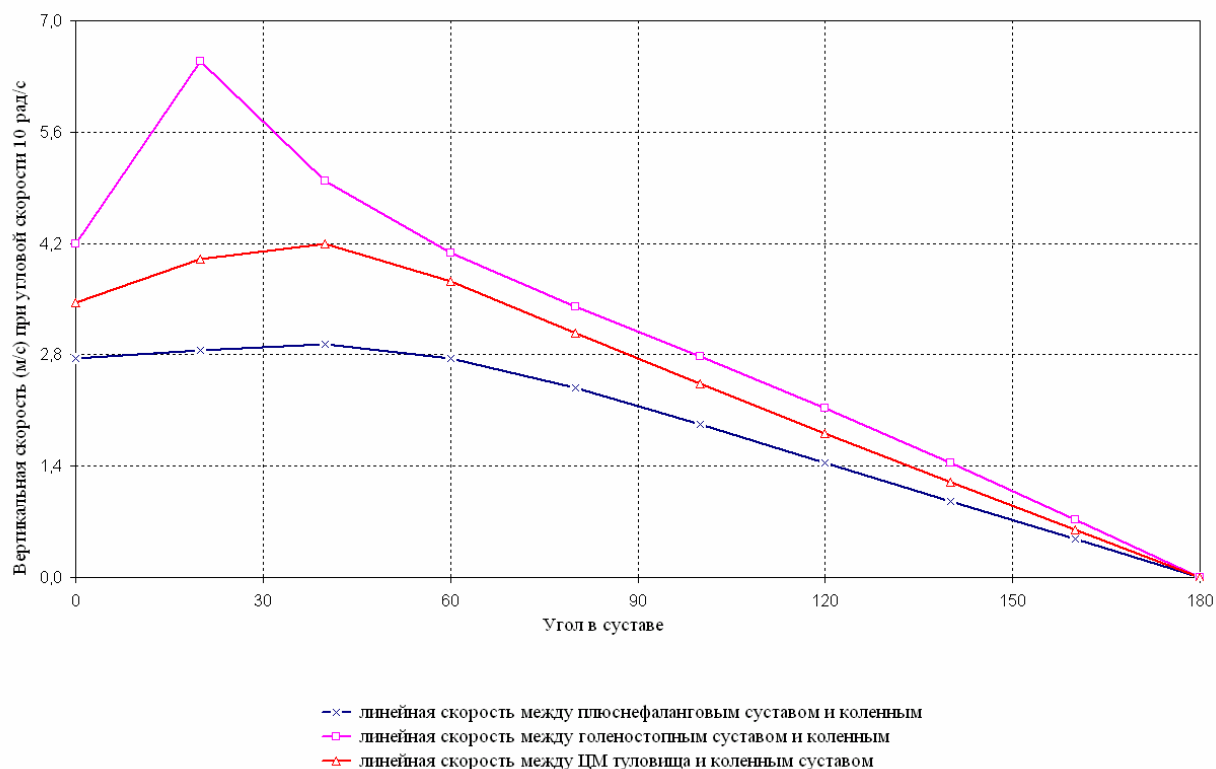


Рис. 3. Переход угловой скорости в суставах в линейную вертикальную скорость с учетом наклона звеньев тела к осям инерциального базиса

скорости переходит в линейную в изучаемом двигательном действии; 2) как вращение в суставах и линейная скорость между ними трансформируется в скорость *ОЦМ* тела по осям инерциального базиса.

2. Анализ профилей линейной скорости между суставами позволяет выявить суставы, придающие наибольшую скорость *ОЦМ*.

3. Обнуление функции передачи суставного вращательного движения (1) в поступательное происходит при полном сгибании/разгибании в суставе, что предотвращает суставы от травм;

4. Для исследования взаимовлияния угловых и линейных скоростей в суставах, необходимы следующие кинематические параметры: углы в суставах; углы наклона звеньев тела к осям инерциального базиса; длины сегментов. Все параметры рассчитываются с помощью программного обеспечения *ВИАС-2*.

Определение ведущих суставов в двигательных действиях с помощью видео анализирующего комплекса ВИАС-2

В предыдущем разделе была теоретически проанализированы кинематические основы координации двигательных действий применительно к спортивным локомоциям. Рассмотрим, каким образом можно использовать видео-анализирующей систему *ВИАС-2* для оценки ведущих суставов [Ратов, 1974] в спортивных локомоциях. Для этого с помощью *ВИАС-2* зарегистрировали кинематику прыжка в глубину с высоты 35 см и прыжка в длину (оба прыжка выполнял один испытуемый, время нормировано). С помощью программного обеспечения *ВИАС-2* исследовали кинематику прыжков в глубину и в длину с целью оценки вклада линейной скорости между звеньями тела в скорость *ОЦМ*.

У этих двух видов прыжков разные двигательные цели. Цели прыжка в глубину две: амортизация для предотвращения травмы и последующее развитие максимальной вертикальной скорости *ОЦМ* для достижения наибольшей высоты прыжка. Цель прыжка в длину сводится к достижению максимальной скорости *ОЦМ* по горизонтали. Различные цели в прыжках должны повлиять на кинематические профили линейной и угловой скоростей между суставами.

Линейное расстояние между суставами определяли через биомеханические длины звеньев и углы в суставах. На рис. 4 и 5 показаны вертикальные и горизонтальные скорости *ОЦМ* при прыжке в глубину и в длину соответственно, рассчитанные по кинематике. Для проверки точности скоростей *ОЦМ*, полученных с помощью *ВИАС-2*, представлены скорости *ОЦМ*, рассчитанные по силовым платформам. Сравнивая скорости между анатомическими точками (рис. 4 и 5) можно заметить, что при прыжке в длину расстояние между точками «*ЦМ* туловища – коленный сустав», «тазобедренный–голеностопный суставы» меняется в 2 и 1,5 быстрее, чем аналогичные параметры при прыжке в глубину. При

спрыгивании с высоты 35 см (рис. 4) наблюдали совпадение экстремумов линейных скоростей между суставами в фазе отталкивания ($t=50\%$). При прыжке вперед, последовательность появления экстремумов была следующей: сначала достигалась максимальная скорость в тазобедренном суставе ($t=67\%$), затем в голеностопном ($t=71\%$) и в конце отталкивания в коленном ($t=73\%$).

Как следует из анализа профилей скоростей между суставами «ведущий» сустав при прыжке в глубину один - это коленный. При прыжке в длину уже два ведущих сустава: сначала тазобедренный затем коленный (рис. 5). Высокие скорости в тазобедренном суставе при прыжке в длину, асинхронность в экстремумах линейных скоростей между суставами приводят к тому, что односуставные мышцы *m. gluteus maximus* и *m. vastus* через двухсуставные *m. rectus femoris* и *hamstring* могут «добавлять» в тазобедренный, коленный голеностопный суставы механическую работу.. Чем больше переходы механической энергии между звеньями (кинематическая асинхронность экстремумов), тем выше механическая эффективность движений.

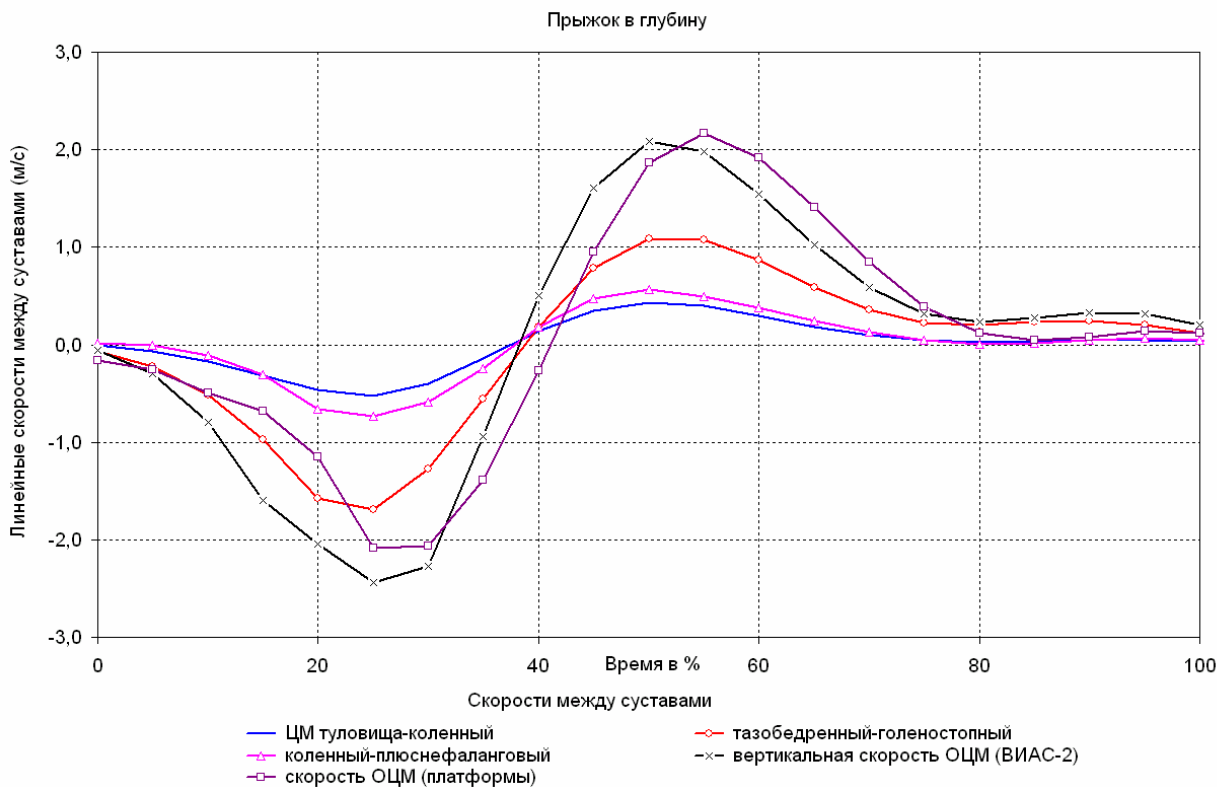


Рис. 4. Линейные скорости между суставами и вертикальная скорость ОЦМ при прыжке в глубину

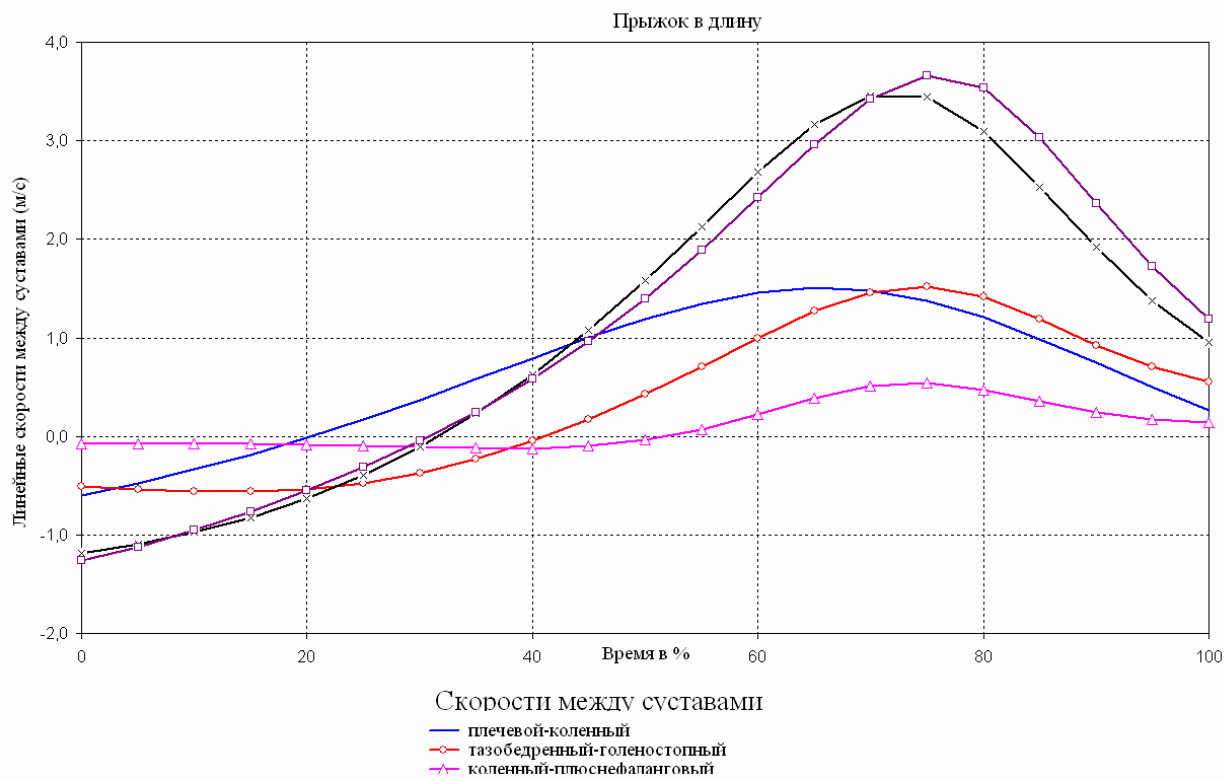


Рис. 5. Линейные скорости между суставами и горизонтальная скорость ОЦМ при прыжках