

Application
for the TRIZ Master Degree
for outstanding achievements in the field of practical application of TRIZ
Dr. Boris Farber



Заявка на получение квалификации Мастер ТРИЗ в номинации за успехи в применении ТРИЗ в практике решения изобретательских задач и создания изобретений с применением методов ТРИЗ
Доктора Бориса Славиновича Фарбера

Оглавление

1. CV и выписка из Энциклопедии "Великая Россия", 2018. Стр. 3-7
2. Перечень опубликованных патентов кандидата (не менее десяти патентов) (стр.8 - 13);
3. Список нескольких инновационных проектов с рефератами, в работе над которыми кандидат активно участвовал (стр. 14-27);
4. Несколько примеров (2-3) наиболее эффективных и действенных решений, выработанных кандидатом (без нарушения положений о конфиденциальности) с включением описаний методических аспектов применения ТРИЗ в практической работе кандидата, two cases study:
 - 4.1. Artificial foot;
 - 4.2. Knee unit for Lower Limb for prosthetics (стр.28-66);
5. Копии нескольких статей и книг по практическому использованию изобретений кандидата, результатов инновационных проектов, в которых кандидат активно участвовал (включая внедренные продукты и технологии, полученный экономический эффект и т. д.) (стр.67-132);
 - 5.1 Farber B.S Solution of inventive tasks at the macrolevel. Social Laboratory of the Theory of Invention (see Altshuller G.S.) Polish Academy of Sciences, Institute of Philosophy and Sociology, Design research in Progress, Warsaw 1987, p.16-17.
 - 5.2 Фарбер Б.С. Методика решения "Макроуровневых"задач в ТРИЗ Методология и методы технического творчества. Тезисы докладов и сообщений к научно-практической конференции. Академия Наук СССР, Сибирское отделение, Институт истории, филологии и философии СА АН СССР, Философское общество СССР, Новосибирский Государственный Университет, стр. 76-78,1984
 - 5.3 Фарбер Б.С., Никитин Н.Г. Прогнозирование конструкций коленных механизмов (с помощью ЗРТС) и постановка задачи для их разработки (на основе ФСА)Методология и методы технического творчества. Тезисы докладов и сообщений к научно-практической конференции. Академия Наук СССР, Сибирскоеотделение, Институт истории, филологии и философии СА АН СССР, Философское общество СССР, Новосибирский Государственный Университет, стр. 122-124,1984.
 - 5.4 Фарбер Б.С., Витензон А.С., Морейнис И.Ш. Теоретические основы построения протезов нижних конечностей и коррекции движения. Под редакцией Б.С. Фарбера, в 4-х томах, Москва "Наука"-ЦНИИП 2041 стр., 1993-1994.
- 6.Указ Президента Российской Федерации от 27.09.1993 г. № 1494 (стр.133);

Application
for the TRIZ Master Degree
for outstanding achievements in the field of practical application of TRIZ
Dr. Boris Farber



Заявка на получение квалификации Мастер ТРИЗ в номинации за успехи в применении ТРИЗ в практике решения изобретательских задач и создания изобретений с применением методов ТРИЗ
Доктора Бориса Славиновича Фарбера

Оглавление

1. CV и выписка из Энциклопедии "Великая Россия", 2018. Стр. 3-7
2. Перечень опубликованных патентов кандидата (не менее десяти патентов) (стр.8 - 13);
3. Список нескольких инновационных проектов с рефератами, в работе над которыми кандидат активно участвовал (стр. 14-27);
4. Несколько примеров (2-3) наиболее эффективных и действенных решений, выработанных кандидатом (без нарушения положений о конфиденциальности) с включением описаний методических аспектов применения ТРИЗ в практической работе кандидата, two cases study:
 - 4.1. Artificial foot;
 - 4.2. Knee unit for Lower Limb for prosthetics (стр.28-66);
5. Копии нескольких статей и книг по практическому использованию изобретений кандидата, результатов инновационных проектов, в которых кандидат активно участвовал (включая внедренные продукты и технологии, полученный экономический эффект и т. д.) (стр.67-132);
 - 5.1 Farber B.S Solution of inventive tasks at the macrolevel. Social Laboratory of the Theory of Invention (see Altshuller G.S.) Polish Academy of Sciences, Institute of Philosophy and Sociology, Design research in Progress, Warsaw 1987, p.16-17.
 - 5.2 Фарбер Б.С. Методика решения "Макроуровневых"задач в ТРИЗ Методология и методы технического творчества. Тезисы докладов и сообщений к научно-практической конференции. Академия Наук СССР, Сибирское отделение, Институт истории, филологии и философии СА АН СССР, Философское общество СССР, Новосибирский Государственный Университет, стр. 76-78,1984
 - 5.3 Фарбер Б.С., Никитин Н.Г. Прогнозирование конструкций коленных механизмов (с помощью ЗРТС) и постановка задачи для их разработки (на основе ФСА)Методология и методы технического творчества. Тезисы докладов и сообщений к научно-практической конференции. Академия Наук СССР, Сибирскоеотделение, Институт истории, филологии и философии СА АН СССР, Философское общество СССР, Новосибирский Государственный Университет, стр. 122-124,1984.
 - 5.4 Фарбер Б.С., Витензон А.С., Морейнис И.Ш. Теоретические основы построения протезов нижних конечностей и коррекции движения. Под редакцией Б.С. Фарбера, в 4-х томах, Москва "Наука"-ЦНИИП 2041 стр., 1993-1994.
- 6.Указ Президента Российской Федерации от 27.09.1993 г. № 1494 (стр.133);

О присвоении почетного звания «Заслуженный изобретатель Российской Федерации»

7. Дальнейшее развитие моих проектов на базе ТРИЗ в корпорациях соискателя (стр.133-134)

8. Письменные рекомендации как минимум от 39 Мастеров ТРИЗ(стр. 135-219)

Список 40 рекомендаций Мастеров ТРИЗ Др. Борису Славиновичу Фарберу,
по номерам Дипломов Мастера ТРИЗ

	TRIZ Master Diploma		
1.	1	Amnuel Pesakh	Амнуэль Песах
2.	4	Buhman, Isak	Бухман Исак
3.	8	Gerasimov, Vladimir	Герасимов Владимир
4.	13	Guin, Anatoli	Гин Анатолий
5.	14	Gafitulin, Marat	Гафитулин Марат
6.	15	Zlotin, Boris	Злотин Борис
7.	16	Zusman, Alla	Зусман Алла
8.	22	Kriachko, Valentina	Крячко Валентина
9.	24	Kislov, Alexander	Кислов Александр
10.	28	Litvin, Simon	Литвин Семен
11.	30	Ladoshkin, Victor	Ладощкин Виктор
12.	31	Lyubomirskiy, Alexander	Любомирский Александр
13.	36	Murashkovski, Julius	Мурашковский Юлий
14.	38	Narbut, Alexander	Нарбут Александр
15.	42	Pevsner, Lev	Певзнер Лев
16.	43	Petrov, Vladimir	Петров Владимир
17.	44	Rubin, Mikhail	Рубин Михаил
18.	45	Royzen, Zinovy	Ройзен Зиновий
19.	47	Sibiryakov, Vissarion	Сибиряков Виссарион
20.	52	Stupniker, Yuri	Ступникер Юри
21.	56	Fey, Victor	Фей Виктор
22.	61	Tzourikov, Valeri	Цуриков Валерий
23.	62	Shusterman, Mikhail	Шустерман Михаил
24.	67	Kudryavtsev, Alexander	Кудрявцев Александр
25.	69	Shpakovsky, Nikolay	Шпаковский Николай
26.	71	Axelrod, Boris	Аксельрод Борис
27.	72	Feygenson, Naum	Фейгенсон Наум
28.	73	Devoino, Igor	Девойно Игорь
29.	75	Belski, Iouri	Бельский Юри
30.	79	Logvinov, Sergei	Логвинов Сергей
31.	80	Kaplan Len	Каплан Лен
32.	81	Efimov Andrei	Ефимов Андрей
33.	82	Goldovsky Boris	Голдовский Борис
34.	84	Bradley Jim	Брэдли Джим
35.	85	Danilovsky Jura	Даниловский Юрий
36.	87	Valeriy Prushinskiy	Прушинский Валерий
37.	88	Abramov Oleg	Абрамов Олег
38.	90	Faer Sergey	Фаер Сергей
39.	91	Minaker Viktor	Минакер Виктор
40.	98	Severinec Georgi	Георгий Северинец

Dr. Boris Farber
225 Broadway, New York, NY 10007
amerimedtech@yahoo.com phone (718) 787-1888

Professional Positions and Employment:

CEO, Noigel, LLC

2010-Present, New York

R&D in MDR, Biotechnology, Pharmacology based on Mathematical Modelling, TRIZ (Theory of Inventive Problems Solving)

CEO, TRIZ Biopharma International, Corp

2017-Present, New York

R&D in MDR, Biotechnology, Pharmacology based on Mathematical Modelling, TRIZ (Theory of Inventive Problems Solving)

CEO, QuaziVita International, LLC

R&D in Bioengineering, Biotechnology, Pharmacology based on TRIZ

2017-Present, New York

TRIZ Universal Consulting, Inc

R&D in Bioengineering, Logistics, Pharmacology, based on TRIZ

2018-Present, New York

CEO, Farber's Center for Academic Success, Inc

2007-Present, New York

Modern Methods in Education, R&D in Education and Science, R&D in MDR, Biotechnology, Pharmacology based on Mathematical Modelling, TRIZ (Theory of Inventive Problems Solving)

CEO, Patterns Image Corporation, INC

2001-2007, New York

Modern Methods in Education, R&D in Education and Science

Central Institute of Prosthetics and Orthotics Design

Director of Science (Post Graduate Student, Scientist, Chair of Department of Artificial Limbs)

R&D in Bioengineering, Biomechanics, Artificial Limbs,

1979-1995, Moscow

CEO, Lower and Upper Prosthetics for Disabled, Inc

1989-1997, Moscow

R&D in Bioengineering, Biomechanics, Artificial Limbs, Dynamic Systems

CEO, Technological Industry of Prosthetics and Orthotics, Inc.,

1989-2004, Moscow

R&D in Bioengineering, Biomechanics, Artificial Limbs, Dynamic Systems

Magneto Rheological Technologies, Prosthetics and Orthotics, Scoliosis

Director of Science and Cofounder, Ortho-Cosmos Inc.,

1989-1995, Moscow
R&D in Bioengineering, Artificial Limbs, Prosthetics and Orthotics

CEO, Ecolotex, Inc.,
1989-1995, Moscow
R&D in Bioengineering, Artificial Limbs, Magneto Rheological Technologies

Educational Background:

Peter the Great Polytechnic University (St. Petersburg)
1987-1992
Dr.Sci., Control in Biological and Medical Systems

Moscow State University of Instrument Engineering and Computer Science, Moscow
1982-1987
Ph.D. in Bioengineering and Robotics

Central Research Institute of Prosthetics and Orthotics, Moscow
1979-1985
Ph.D. in Biomedical Engineering, Medical Instruments.

Higher Attestation Commission, Russian Federation
Professor Diploma in Biomechanics, 1994

Academy of Intellectual Property, Moscow
Patent Law, 1981

Moscow Institute of Patenting, 1979

Major Products:

Bioengineering, Medical Instruments, Robotics, Biomechanics, Artificial Limbs, Nano and Biotechnology, Pharmacology, Applied Mathematics, Applied Mechanics, Artificial Intelligence, Control in Biological and Medical Systems, Computational and Mathematical Modeling, TRIZ.

Based on TRIZ I have been developing self-adjusted and self-organized dynamical systems in many areas of his research starting in 1971 with Semiconductors, then dynamic layered system in 1973, in 1984 inventions in dynamic multiaxial vehicles, created the world's first group of self-adjusted dynamical mechanisms for Bioengineering in Prosthetics 1979, developed self-adjusted dynamical rheological elements based on magnetic liquid for prosthetics and for training devices in 1983. Starting from 1984, was published development forecasts for Prosthetics and Orthotics based on TRIZ, which were used for creating a line of pioneer self-adjusted prosthetics and orthotics. Invented the first adaptive dynamic self-adjusting rational systems in bioengineering that are patented and commercially available in the rocket and space industry. Inventions have helped hundreds of thousands of patients in rehabilitation with spinal problems (including a new proprietary method of treating scoliosis), lower and upper limbs prosthetics and orthotics and improved their lifestyle.

A team was created, trained the Team TRIZ and made the next logical step by applying this approach of self-adjusted and self-organized dynamical system for developing different aspects in the medical field. Research in self-adjusted and self-organized dynamical drugs was started in 1993. As a result, a new group of 21 medical drugs

were discovered, including the first dynamic drugs in the World. These drugs are quasi-living, self-adjusted, self-organizing dynamic medicinal and diagnostic medicines, which represent a revolutionary jump from static medicines to dynamic drugs with variable structure and synergy. These drugs system have the ability to adjust to the body of each individual, and to adapt to its system of receptors. As a result, the effectiveness of such drugs increases and the action spectrum extends substantially. The implementation of this approach has shown tremendous results. For instance: a dynamic antiviral veterinary drug was produced showing wide action spectrum and efficacy. Another example is hemostatic "Gemma" successfully applied in practice on the battlefield and saved hundreds of lives. We continue to research dynamic anti-cancer drugs, antiviral drugs, synergistic quasi-living antibiotics, and antiatherosclerosis drugs. We also develop quasi-living medicines for diabetes, insulin, vaccines, and wound healing and a method of reducing polymyxin nephrotoxicity.

Honors & Awards

“Honored Inventor of Russian Federation” 1993(Russia)

Professor and Biotechnologist of the Years 2010-2019 (New York).

Gold Medals and Diplomas of Nicholas Tesla, Da Vinci, Carl Gauss, Leonard Euler, Robert Koch (and 11 more).

Affiliations

American Society for Pharmacology and Experimental Therapeutics , IEEE Computer Society, International Society for Prosthetics and Orthotics; International Society of Biomechanics; Rocket-Space Academy; Academy of Medical Technical Sciences; New York Academy of Science; Russian Academy of Natural Sciences, Peter the Great Academy of Arts and Sciences, European Academy of Natural Sciences, Association for Experiential Education, American Society for Engineering Education, International Society for Education through Art, International Academy for Homotoxicology, The Optical Society of America, American Society of Association Executives, History of Science Society, Society for the History of Technology, Renaissance Society of America. American, Australian, European, Singapore, Canadian, German, London and Edinburgh Mathematical Societies

Career Accomplishments

As a result, hundreds of patents in bioengineering, many of them implemented and produced in space rocket industry, a new group of 21 medical drugs was discovered. These drugs are quasi-living, self-adjusted, self-organizing dynamic medicinal and diagnostic medicines, which represent the next stage from static medicines to dynamic drugs with variable structure and synergy. These drugs system have the ability to adjust to the body of each individual, and to adapt to its system of receptors. As a result, the effectiveness of such drugs increases and the action spectrum extends substantially.

Research & Publications:

4 books; 160 inventions published in open sources, 500+ articles; Lectures; Founder and Editor-in-Chief, "Biomechanics and Prosthetics"; Editor of "Prosthetics and Orthotics". Presentations keynote speaker and publications at international congresses in the U.S., Australia, Belgium, Bulgaria, Canada, China, England, France, Germany, Greece, Holland, Italy, Japan, Russia, Scotland, Sweden, Turkey, United Arab Emirates and Yugoslavia. 40+ years' experience in the fields of Bioengineering, Nano and Biotechnology, Computational and Mathematical Modeling.

1.A List of 191 published patents (not confidential, from open sources) of a candidate (no less than ten patents);

1. Устройство для динамических испытаний дорожных одежд, Патент № 633974 от 8.07.1977 г.
2. Устройство для динамических испытаний дорожных одежд, Патент № 633975 от 11.07.1977г.
3. Устройство для измерения профиля, Патент № 643749 от 5.08.1977 г.
4. Дебалансный вибратор, Патент № 649478 от 5.10.1977
5. Способ седиментационного анализа, Патент № 693166 от 28.09.1977 г.
6. Устройство для возбуждения сейсмических колебаний, Патент № 714322 от 28.09.1977 г.
7. Способ определения коэффициента фильтрации, Патент № 715976 от 23.08.1978 г.
8. Устройство для хранения штучных грузов, Патент № 887366 от 2.04.1980 г.
9. Устройство для монтажа и демонтажа оттяжных пружин тормозных колодок автомобиля, Патент № 914359 от 23.04.1980 г.
10. Станок для многопозиционной притирки клапанов, Патент № 942954 от 9.12.1980 г.
11. Тренажер операторов систем управления, Патент № 953652 от 14.01.1981 г.
12. Стеллаж, Патент № 981124 от 26.06.1980 г.
13. Устройство для дозирования жидкости, Патент № 993031 от 29.12.1979 г.
14. Устройство для предотвращения проскальзывания колеса транспортного средства, Патент № 1044474 от 26.11.1981
15. Подъемник для вывешивания автомобилей, Патент № 1049419 от 26.11.1981
16. Касса для сбора платы за проезд, Патент № 1062737 от 3.09.1982 г
17. Коленный узел протеза бедра, Патент № 1088717 от 2.03.1983 г.
18. Устройство для визуального представления информации, Патент № 1103279 от 22.10.1982 г.
19. Кассовый аппарат, Патент № 1119046 от 12.05.1983 г.
20. Коленный механизм протеза бедра, Патент № 1124964 от 29.04.1983 г.
21. Протез бедра, Патент № 1138151 от 26.10.1983 г.
22. Способ изготовления облицовочных оболочек протезов из полимерных материалов, Патент № 1134195 от 21.07.1980 г.
23. Механизм блокировки вращающегося вала, Патент № 1143631 от 27.07.1983 г.
24. Коленный механизм протеза, Патент № 1146038 от 11.05.1983 г.
25. Ленточный тормоз, Патент № 1157290 от 27.07.1983 г.
26. Способ возведения дорожной одежды, Патент № 1164357 от 5.11.1983 г.
27. Устройство для центробежного формования полых изделий, Патент № 1168425 от 21.07.80 г.
28. Роторная литьевая установка для переработки полимеров, Патент № 1168427 от 21.07.80 г.
29. Протез нижней конечности, Патент № 1175471 от 29.04.1983 г.
30. Протез нижней конечности, Патент № 1175472 от 31.10.1983 г.
31. Механизм блокировки вращающегося тела, Патент № 1189708 от 27.07.1983 г.
32. Ходовая тележка, Патент № 1199885 от 7.03.1984 г.
33. Устройство для центробежного формования полых изделий, Патент № 1168425 от 21.07.1980 г.
34. Роторная литьевая установка для переработки полимеров, Патент № 1168427 от 21.07.1980 г.
35. Ортопедический аппарат на нижнюю конечность, Патент № 1215692 от 6.03.1984 г.
36. Устройство для выдачи билетов, Патент № 1223262 от 14.06.1983 г.
37. Ортопедический аппарат на нижнюю конечность, Патент № 1245309 от 29.12.1984 г.
38. Способ определения мгновенного центра вращения коленного сустава, Патент № 1268149 от 22.02.1984 г.
39. Устройство диагностики индукционных катушек зажигания, Патент № 1280959 от 3.07.1984 г. Устройство для определения моментов сил в суставах конечности, Патент № 1286161 от 9.04.1985г
40. Протез нижней конечности, Патент № 1323100 от 29.07.1985 г.

41. Устройство для перемешивания дорожной смеси в кузове транспортного средства, Патент № 1320319 от 21.01.1986 г.
42. Искусственная стопа, Патент №1338856 от 29.12.1985 г.
43. Устройство для облегчения запуска двигателя внутреннего сгорания, Патент № 1343971 от 23.12.1985 г.
44. Устройство для облегчения запуска двигателя внутреннего сгорания, Патент № 1351292 от 15.11.1985 г.
45. Устройство для изготовления полых изделий методом намотки длинномерного материала, Патент № 1368188 от 6.07.1984г.
46. Способ предынкубационной обработки яиц и устройство для его осуществления, Патент № 1362479 от 3.04.1985 г.
47. Протез нижней конечности, Патент № 1391642 от 7.07.1986 г.
48. Устройство для измерения зарессоренности взаимной подвижности отделов голеностопных узлов протезов нижних конечностей, Патент №1398857 от 3.03.1986 г.
49. Дорожная одежда многополосной автомобильной дороги, Патент № 1402631 от 5.08.1986 г
50. Голеностопный узел протеза, Патент № 1409258 от 11.09.1986 г.
51. Голеностопный узел, Патент № 1410970 от 7.07.1986 г.
52. Дозирующее устройство для сыпучих материалов, Патент № 1418573 от 21.04.1986 г.
53. Амортизатор, Патент № 1435865 от 9.03.1987 г.
54. Способ определения технического состояния цилиндропоршневой группы автотракторного двигателя внутреннего сгорания, Патент № 1437714 от 28.06.1985 г.
55. Устройство для исследования динамических характеристик узлов протезов, Патент № 1442208 от 2.02.1987 г.
56. Протез бедра, Патент № 1454448 от 6.11.1986 г.
57. Протез нижней конечности, Патент № 1454450 от 25.11.1986 г.
58. Ортопедический аппарат на нижнюю конечность, Патент № 1468525 от 10.04.1987 г.
59. Протез нижней конечности, Патент № 1469602 от 2.02.1987 г.
60. Протез бедра, Патент №1466738 от 7.01.1987 г.
61. Протез нижней конечности, Патент № 1489754 от 10.11.1987 г.
62. Ортопедический аппарат на нижнюю конечность, Патент № 1489755 от 30.11.1987 г.
63. Ортопедический аппарат на нижнюю конечность, Патент № 1489756 от 30.11.1987 г.
64. Ортопедический аппарат на нижнюю конечность, Патент № 1489757 от 30.11.1987 г.
65. Голеностопный узел протеза нижней конечности, Патент № 1498490 от 16.11.1987 г.
66. Устройство для измерения давления в шинах транспортного средства, Патент № 1520368 от 20.07.1987 г.
67. Компрессионно- дистракционный аппарат, Патент № 1553091 от 24.11.1986 г.
68. Юстировочное устройство для протезов нижних конечностей, Патент № 1553116 от 29.06.1988 г.
69. Способ оценки ассиметрии ходьбы и бега в естественных условиях, Патент № 1560092 от 4.05.1987 г.
70. Коленный узел для отрезвов и протезов, Патент № 1560186 от 14.04.1988 г.
71. Ортопедическая стелька, Патент № 1570723 от 5.05.1988 г
72. Барьер безопасности, Патент № 1576622 от 20.09.1988 г.
73. Ортопедический аппарат на нижнюю конечность, Патент № 1577787 от 25.08.1988 г.
74. Ортез, Патент № 1584940 от 15.09.1988 г.
75. Голеностопный узел ортопедического аппарата, Патент №1586704 от 25.08.1988 г.
76. Массажный обруч, Патент № 1595515 от 15.11.1988 г .
77. Устройство для визуального представления информации, Патент №1596374 от 30.06.1988 г.
78. Протез после вычленения бедра, Патент № 1600758 от 6.04.1988 г.
79. Голеностопный узел протеза нижней конечности, Патент № 1600759 от 20.09.1988 г.
80. Устройство для растяжения и фиксации позвоночника, Патент № 1602519 от 28.11.1988 г.

81. Протез бедра, Патент № 1607799 от 20.07.1988 г.
82. Валец вибрационного катка, Патент № 1608282 от 28.11.1988 г.
83. Способ изготовления рукоятей, Патент № 1613316 от 20.05.1988 г.
84. Пояс-корсет, Патент № 1621919 от 17.02.89 г.
85. Сосуд для кормления ребенка, Патент № 1621933 от 3.02.1988 г.
86. Смеситель, Патент № 1622138 от 11.07.1988 г.
87. Протез бедра, Патент № 1627173 от 15.09.1988 г.
88. Ручной массажер, Патент № 1627178 от 11.07.1988 г.
89. Устройство для массажа конечностей, Патент № 1629059 от 30.05.1988 г.
90. Способ получения слепков при изготовлении протезно- ортопедических изделий, Патент № 1630815 от 22.11.1988 г.
91. Настил, Патент № 1635991 от 30.05.1988 г.
92. Устройство для дифференцированного измерения количества шагов в естественных условиях, Патент № 1648364 от 4.05.1987 г.
93. Способ изготовления защитного шлема, Патент № 1651834 от 5.05.1988 г.
94. Застежка для обуви, Патент № 1651836 от 6.07.1988г.
95. Узел управления протезом верхней конечности, Патент № 1664308 от 28.07.1989 г.
96. Устройство для оценки вакуумного крепления протеза бедра, Патент № 1718906 от 7.03.1990 г.
97. Одноразовый шприц, Патент № 1727845 от 09.02.1990
98. Протез бедра, Патент № 1729508 от 14.11.1990 г.
99. Устройство для лечения сосудистых отеков, Патент № 1731215 от 26.04.1989 г.
100. Плоскогубцы, Патент № 1731620 от 26.04.1989 г.
101. Узел управления протезом верхней конечности, Патент № 1748816 от 28.06.1989г.
102. Узел управления протезом верхней конечности, Патент № 1755798 от 28.07.1990 г.
103. Голеностопный узел протеза нижней конечности, Патент № 1761136 от 4.11.1989 г.
104. Противоударное устройство, Патент № 1774927 от 28.01.91 г.
105. Устройство для вытяжения позвоночника, Патент № 1777562 от 10.12.90 г.
106. Устройство для растяжения и фиксации позвоночника, Патент № 1782165 от 13.09.90 г.
107. Устройство для введения лекарственных порошков, Патент № 1792334 от 14.01.91 г.
108. Прицепная гидроинерционная вибротрамбовка, Патент № 1796735 от 10.06.1991 г.
109. Регулирующе-соединительное устройство, Патент № 1819590 от 02.04.1991 г.
110. Универсальный соединительный модуль для протеза нижней конечности(варианты), Патент № 2735 от 24.05.1995 г.
111. Коленный механизм протеза бедра, Патент № 41288 от 9.07.1993г.
112. Протез бедра с внешним источником энергии, Патент № 2007972 от 07.05.1991.
113. Протез бедра, Патент № 2008854 от 08.07.1991 г.
114. Голеностопный узел протеза, Патент № 2012285 от 11.09.86 г.
115. Приемная гильза протеза бедра, Патент № 2012286 от 07.08.1991 г.
116. Способ управления протезом нижней конечности и устройство для его осуществления, Патент № 2032434 от 01.30.1992 г.
117. Устройство для испытания протезов бедра на эксплуатационную прочность, Патент № 2039537 от 7.12.1992 г.
118. Протез бедра, Патент № 2043091 от 04.09.1992 г.
119. Глубинный виброуплотнитель, Патент № 2049663 от 7.12.1992 г.
120. Протез бедра, Патент № 2053741 от
121. Протез бедра, Патент № 2055547 от
122. Протез нижней конечности, Патент № 2056812 от
123. Кинематический шарнир коленного узла протеза нижней конечности, Патент № 2061443 от 19.06.1992 г.
124. Протез бедра, Патент № 2062073 от 9.07.1993 г.

125. Коленный узел для ортезов и протезов, Патент № 2064294 от 07.14.1992 г
126. Коленный узел для ортезов и протезов, Патент № 2064296 от 11.25.1993 г.
127. Датчик синхронизации электронного корректора движения, Патент № 2066988
128. Голеностопный узел для протезов нижних конечностей, Патент № 2068669
129. Способ построения протеза по индивидуальной схеме и устройство для его осуществления, Патент № 2074677
130. Коленный узел для протезов нижней конечности, Патент № 2074678 от 07.12.1994 г.
131. Коленный узел протеза нижней конечности, Патент № 2077875 от 11.29.1994 г.
132. Голеностопный узел ортопедического аппарата на нижнюю конечность, Патент № 2077876
133. Способ управления силовым элементом тренажера, Патент № 2081643 от 21.02.1992 г.
134. Способ имитации ходьбы и бега человека для реабилитации больных с различными двигательными нарушениями и устройство для его осуществления, Патент № 2082378 от 09.07.1993
135. Кулисный коленный узел с регулируемым торможением и замком для протезов нижних конечностей, Патент № 2083189 от 12.07.1994 г.
136. Протез бедра, Патент № 2084208 от
137. Протез бедра, Патент № 2085152 от 11.03.1994 г.
138. Коленный узел протеза нижней конечности, Патент № 2085154 от 11.29.1994 г.
139. Искусственная стопа для протезов нижней конечности, Патент № 2085155 от 04.29.1994 г.
140. Коленный узел протеза нижней конечности, Патент № 2086212 от 10.14.1994 г.
141. Искусственная стопа для протезов нижней конечности, Патент № 2086213 от 04.29.1994 г.
142. Коленный модуль, Патент № 2088179 от 10.10.95 г.
143. Искусственная стопа для спортивного протеза нижней конечности, Патент № 2088180 от 04.29.1994 г.
144. Модульное ротационное устройство для протезов нижней конечности, Патент № 2088181 от 04.29.1994 г.
145. Способ укрепления мышц пораженной нижней конечности и ортопедический аппарат для его осуществления, Патент № 2088273 от
146. Способ получения анатомических моделей в магнитном негативе, Патент № 2092133 от 23.02.1993 г.
147. Способ реализации заднего толчка при ослаблении мышц дистальной части нижней конечности и ортопедический аппарат для его осуществления, Патент № 2092134 от 11.25.1993 г.
148. Способ измерения и регулировки параметров протеза и устройство для его осуществления, Патент № 2093110 от
149. Устройство для контроля и управления системой водител - транспортное средство, Патент № 2100224 от 24.04.1994 г. Пат. 3178 UA, МПК E02D 3/046, E01C 19/22. Гідроінерційна вібротрамбовка [Текст] / Х. С. Мубарак, О. Б. Волошин, І. В. Коц (Україна). – № 4943930 ; заявл. 10.06.1991 ; опубл. 26.12.1994г. Причіпна гідроінерційна вібротрамбівка, Патент № 6615 от 29.12.1994 г.
150. Cosmetic and pharmaceutical compositions having modified proteins in the form of a supramolecular assembly, Patent No: US 8,846,064 B2, Feb.1,2011
151. Производное инсулина, обладающее сахароснижающей активностью при пероральном применении, способ его получения и лекарственные формы на его основе, Евразийский Патент № 023447 от 28.12.2011 г.
152. Модифицированные антикомплементарные олигонуклеотиды с проотивораковыми свойствами и способ их получения, Евразийский Патент № 025625 от 22.11.2010 г.
153. Способ ускорения прироста бактериальной биомассы и подавление вирулентности бактерий, Евразийский Патент № 025623 от 28.12.11 г.
154. Модифицированные пептиды с антивирусными свойствами и способ их получения, Евразийский Патент № 025624 от 22.11.2010

155. Вакцины с повышенной иммуногенностью и способы их получения, Евразийский Патент № 025417 от 22.11.2010 г.
156. Способ синтеза лечебных и профилактических лекарственных препаратов, Евразийский Патент № 025399 от 22.11.2010 г.
157. Способ быстрой лабораторной диагностики заболеваний, основанный на выявлении специфических белков, Евразийский Патент № 024771 от 22.11.2010 г.
158. WO2012070970A1 Диагностический способ для прогноза развития и контроля эффективности лечения онкологических заболеваний
159. WO2012070963A1 Способ быстрой лабораторной диагностики заболеваний, основанный на выявлении специфических белков и устройство для его осуществления
160. WO2012070969A1 Диагностический способ для прогноза развития и контроля эффективности лечения сердечно-сосудистых заболеваний
161. WO2012070975A1 Модифицированные пептиды с антивирусными свойствами и способ их получения
162. WO2012070971A1 Косметологическая и фармацевтическая композиция для омоложения и восстановления кожи, в том числе после хирургических операций
163. WO2012070972A1 Способ лечения пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями
164. WO2012070967A1 Ранозаживляющая, противоожоговая, регенерирующая и противовирусная фармацевтическая композиция для местного применения
165. WO2012070964A1 Модифицированные олигопептиды с противораковыми свойствами и способ их получения
166. WO2013100793A1 Производное инсулина, обладающее сахароснижающей активностью, и способ его получения
167. WO2012070973A1 Способ лечения пациентов с онкологическими заболеваниями
168. WO2012070974A1 Вакцины с повышенной иммуногенностью и способы их получения
169. WO2012070966A1 Модифицированные олигопептиды для лечения панкреатитов, язвенной болезни желудка и других гиперферментемий на основе пептидного ингибитора ферментов и способ их получения
170. WO2012070968A1 Способ молекулярного дизайна и синтеза лечебных и профилактических лекарственных препаратов
171. WO2015178791A1 Косметологическая и фармацевтическая композиция
172. WO2012070965A1 Модифицированные антикомплементарные олигонуклеотиды с противораковыми свойствами и способ их получения
173. WO2013100792A1 Способ ускорения прироста бактериальной биомассы и подавления вирулентности бактерий
174. WO2016076744A1 Фармацевтическая композиция с гемостатическим и ранозаживляющим действием
175. US Patent appl. US20150072929A1 Pharmaceutical composition comprising a mixture of carboxylated oligopeptides
176. US Patent appl. US20120197003A1 Modified oligopeptides for the treatment of pancreatitis, stomach ulcers, and other hyperenzymemias based on enzyme peptide inhibitors and methods for obtaining them
177. US Patent appl. US20120195925A1 Vaccines with increased immunogenicity and methods for obtaining them
178. US Patent appl. US20140309276A1 Pharmaceutical Composition Comprising a Mixture of Carboxylated Oligonucleotides
179. US Patent appl. US20120195856A1 Method of treating patients with cardiovascular illness
180. US Patent appl. US20130288230A1 Method for identification of a natural biopolymer
181. US Patent appl. US20140220556A1 Method of Design and Synthesis of a New Drug

182. US Patent appl. US20120195911A1 Method of treatment of cancer patients
183. US Patent appl. US20120196801A1 Wound-healing, anti-ambustial, regenerating, and anti-viral pharmaceutical formula for local administration
184. US Patent US8846064B2 Cosmetic and pharmaceutical compositions having modified proteins in the form of a supramolecular assembly
185. Патент ЕА 025399 Способ синтеза лечебных и профилактических лекарственных препаратов
186. Патент ЕА 024771 Способ быстрой лабораторной диагностики заболеваний, основанный на выявлении специфических белков
187. Патент ЕА 025417 Вакцины с повышенной иммуногенностью и способы их получения
188. Патент ЕА 023447 Производное инсулина, обладающее сахароснижающей активностью при пероральном применении, способ его получения и лекарственные формы на его основе
189. Патент ЕА 025623 Способ ускорения прироста бактериальной биомассы и подавления вирулентности бактерий
190. Патент ЕА 025625 Модифицированные антикомплементарные олигонуклеотиды с противораковыми свойствами и способ их получения
191. Патент ЕА 025624 Модифицированные пептиды с антивирусными свойствами и способ их получения

О присвоении почетного звания «Заслуженный изобретатель Российской Федерации»

7. Дальнейшее развитие моих проектов на базе ТРИЗ в корпорациях соискателя (стр.133-134)

8. Письменные рекомендации как минимум от 39 Мастеров ТРИЗ(стр. 135-219)

Список 39 рекомендаций Мастеров ТРИЗ Др. Борису Славиновичу Фарберу,
по номерам Дипломов Мастера ТРИЗ

	TRIZ Master Diploma	
1.	1 Amnuel Pesakh	Амнуэль Песах
2.	4 Buhman, Isak	Бухман Исак
3.	8 Gerasimov, Vladimir	Герасимов Владимир
4.	13 Guin, Anatoli	Гин Анатолий
5.	15 Zlotin, Boris	Злотин Борис
6.	16 Zusman, Alla	Зусман Алла
7.	22 Kriachko, Valentina	Крячко Валентина
8.	24 Kislov, Alexander	Кислов Александр
9.	28 Litvin, Simon	Литвин Семен
10.	30 Ladoshkin, Victor	Ладощкин Виктор
11.	31 Lyubomirskiy, Alexander	Любомирский Александр
12.	36 Murashkovski, Julius	Мурашковский Юлий
13.	38 Narbut, Alexander	Нарбут Александр
14.	42 Pevsner, Lev	Певзнер Лев
15.	43 Petrov, Vladimir	Петров Владимир
16.	44 Rubin, Mikhail	Рубин Михаил
17.	45 Royzen, Zinovy	Ройзен Зиновий
18.	47 Sibiryakov, Vissarion	Сибиряков Виссарион
19.	52 Stupniker, Yuri	Ступникер Юри
20.	56 Fey, Victor	Фей Виктор
21.	61 Tzourikov, Valeri	Цуриков Валерий
22.	62 Shusterman, Mikhail	Шустерман Михаил
23.	67 Kudryavtsev, Alexander	Кудрявцев Александр
24.	69 Shpakovsky, Nikolay	Шпаковский Николай
25.	71 Axelrod, Boris	Аксельрод Борис
26.	72 Feygenson, Naum	Фейгенсон Наум
27.	73 Devoino, Igor	Девойно Игорь
28.	75 Belski, Iouri	Бельский Юри
29.	79 Logvinov, Sergei	Логвинов Сергей
30.	80 Kaplan Len	Каплан Лен
31.	81 Efimov Andrei	Ефимов Андрей
32.	82 Goldovsky Boris	Голдовский Борис
33.	84 Bradley Jim	Брэдли Джим
34.	85 Danilovsky Jura	Даниловский Юрий
35.	87 Valeriy Prushinskiy	Прушинский Валерий
36.	88 Abramov Oleg	Абрамов Олег
37.	90 Faer Sergey	Фаер Сергей
38.	91 Minaker Viktor	Минакер Виктор
39.	98 Severinec Georgi	Георгий Северинец

Dr. Boris Farber
225 Broadway, New York, NY 10007
amerimedtech@yahoo.com phone (718) 787-1888

Professional Positions and Employment:

CEO, Noigel, LLC

2010-Present, New York

R&D in MDR, Biotechnology, Pharmacology based on Mathematical Modelling, TRIZ (Theory of Inventive Problems Solving)

CEO, TRIZ Biopharma International, Corp

2017-Present, New York

R&D in MDR, Biotechnology, Pharmacology based on Mathematical Modelling, TRIZ (Theory of Inventive Problems Solving)

CEO, QuaziVita International, LLC

R&D in Bioengineering, Biotechnology, Pharmacology based on TRIZ

2017-Present, New York

TRIZ Universal Consulting, Inc

R&D in Bioengineering, Logistics, Pharmacology, based on TRIZ

2018-Present, New York

CEO, Farber's Center for Academic Success, Inc

2007-Present, New York

Modern Methods in Education, R&D in Education and Science, R&D in MDR, Biotechnology, Pharmacology based on Mathematical Modelling, TRIZ (Theory of Inventive Problems Solving)

CEO, Patterns Image Corporation, INC

2001-2007, New York

Modern Methods in Education, R&D in Education and Science

Central Institute of Prosthetics and Orthotics Design

Director of Science (Post Graduate Student, Scientist, Chair of Department of Artificial Limbs)

R&D in Bioengineering, Biomechanics, Artificial Limbs,

1979-1995, Moscow

CEO, Lower and Upper Prosthetics for Disabled, Inc

1989-1997, Moscow

R&D in Bioengineering, Biomechanics, Artificial Limbs, Dynamic Systems

CEO, Technological Industry of Prosthetics and Orthotics, Inc.,

1989-2004, Moscow

R&D in Bioengineering, Biomechanics, Artificial Limbs, Dynamic Systems
Magneto Rheological Technologies, Prosthetics and Orthotics, Scoliosis

Director of Science and Cofounder, Ortho-Cosmos Inc.,

1989-1995, Moscow
R&D in Bioengineering, Artificial Limbs, Prosthetics and Orthotics

CEO, Ecolotex, Inc.,
1989-1995, Moscow
R&D in Bioengineering, Artificial Limbs, Magneto Rheological Technologies

Educational Background:

Peter the Great Polytechnic University (St. Petersburg)
1987-1992
Dr.Sci., Control in Biological and Medical Systems

Moscow State University of Instrument Engineering and Computer Science, Moscow
1982-1987
Ph.D. in Bioengineering and Robotics

Central Research Institute of Prosthetics and Orthotics, Moscow
1979-1985
Ph.D. in Biomedical Engineering, Medical Instruments.

Higher Attestation Commission, Russian Federation
Professor Diploma in Biomechanics, 1994

Academy of Intellectual Property, Moscow
Patent Law, 1981

Moscow Institute of Patenting, 1979

Major Products:

Bioengineering, Medical Instruments, Robotics, Biomechanics, Artificial Limbs, Nano and Biotechnology, Pharmacology, Applied Mathematics, Applied Mechanics, Artificial Intelligence, Control in Biological and Medical Systems, Computational and Mathematical Modeling, TRIZ.

Based on TRIZ I have been developing self-adjusted and self-organized dynamical systems in many areas of his research starting in 1971 with Semiconductors, then dynamic layered system in 1973, in 1984 inventions in dynamic multiaxial vehicles, created the world's first group of self-adjusted dynamical mechanisms for Bioengineering in Prosthetics 1979, developed self-adjusted dynamical rheological elements based on magnetic liquid for prosthetics and for training devices in 1983. Starting from 1984, was published development forecasts for Prosthetics and Orthotics based on TRIZ, which were used for creating a line of pioneer self-adjusted prosthetics and orthotics. Invented the first adaptive dynamic self-adjusting rational systems in bioengineering that are patented and commercially available in the rocket and space industry. Inventions have helped hundreds of thousands of patients in rehabilitation with spinal problems (including a new proprietary method of treating scoliosis), lower and upper limbs prosthetics and orthotics and improved their lifestyle.

A team was created, trained the Team TRIZ and made the next logical step by applying this approach of self-adjusted and self-organized dynamical system for developing different aspects in the medical field. Research in self-adjusted and self-organized dynamical drugs was started in 1993. As a result, a new group of 21 medical drugs

were discovered, including the first dynamic drugs in the World. These drugs are quasi-living, self-adjusted, self-organizing dynamic medicinal and diagnostic medicines, which represent a revolutionary jump from static medicines to dynamic drugs with variable structure and synergy. These drugs system have the ability to adjust to the body of each individual, and to adapt to its system of receptors. As a result, the effectiveness of such drugs increases and the action spectrum extends substantially. The implementation of this approach has shown tremendous results. For instance: a dynamic antiviral veterinary drug was produced showing wide action spectrum and efficacy. Another example is hemostatic "Gemma" successfully applied in practice on the battlefield and saved hundreds of lives. We continue to research dynamic anti-cancer drugs, antiviral drugs, synergistic quasi-living antibiotics, and antiatherosclerosis drugs. We also develop quasi-living medicines for diabetes, insulin, vaccines, and wound healing and a method of reducing polymyxin nephrotoxicity.

Honors & Awards

“Honored Inventor of Russian Federation” 1993(Russia)

Professor and Biotechnologist of the Years 2010-2019 (New York).

Gold Medals and Diplomas of Nicholas Tesla, Da Vinci, Carl Gauss, Leonard Euler, Robert Koch (and 11 more).

Affiliations

American Society for Pharmacology and Experimental Therapeutics , IEEE Computer Society, International Society for Prosthetics and Orthotics; International Society of Biomechanics; Rocket-Space Academy; Academy of Medical Technical Sciences; New York Academy of Science; Russian Academy of Natural Sciences, Peter the Great Academy of Arts and Sciences, European Academy of Natural Sciences, Association for Experiential Education, American Society for Engineering Education, International Society for Education through Art, International Academy for Homotoxicology, The Optical Society of America, American Society of Association Executives, History of Science Society, Society for the History of Technology, Renaissance Society of America. American, Australian, European, Singapore, Canadian, German, London and Edinburgh Mathematical Societies

Career Accomplishments

As a result, hundreds of patents in bioengineering, many of them implemented and produced in space rocket industry, a new group of 21 medical drugs was discovered. These drugs are quasi-living, self-adjusted, self-organizing dynamic medicinal and diagnostic medicines, which represent the next stage from static medicines to dynamic drugs with variable structure and synergy. These drugs system have the ability to adjust to the body of each individual, and to adapt to its system of receptors. As a result, the effectiveness of such drugs increases and the action spectrum extends substantially.

Research & Publications:

4 books; 160 inventions published in open sources, 500+ articles; Lectures; Founder and Editor-in-Chief, "Biomechanics and Prosthetics"; Editor of "Prosthetics and Orthotics". Presentations keynote speaker and publications at international congresses in the U.S., Australia, Belgium, Bulgaria, Canada, China, England, France, Germany, Greece, Holland, Italy, Japan, Russia, Scotland, Sweden, Turkey, United Arab Emirates and Yugoslavia. 40+ years' experience in the fields of Bioengineering, Nano and Biotechnology, Computational and Mathematical Modeling.



ФАРБЕР БОРИС СЛАВИНОВИЧ Род.
12.V.1952 г. в п. Навля (Брянская обл.). Окон-
чил Харьковский автомобильно-дорожный инсти-
тут по специальности «Инженер путей сообщения»
(1971). Строил дороги, мосты, тоннели, разраба-



тывал слоистые системы и занимался динамикой дорог. Затем поступил в аспирантуру ЦНИИ протезирования и протезостроения. В 1987 г. защитил кандидатскую диссертацию по двум специальностям: «Медицинское приборостроение» и «Теория механизмов и машин». Прошел путь от аспиранта, старшего научного сотрудника, зав. лабораторией до заместителя директора института по науке (1981—1995). В 1991 г. защитил докторскую диссертацию по специальности «Управление в биологических и медицинских системах» в Санкт-Петербургском политехническом университете Петра Великого (оппоненты — профессора В.В. Белецкий и Х.А. Янсон). В 1992 г. получил ученое звание профессора по специальности «Биомеханика». Участвовал в создании специализированного совета по защите докторских и кандидатских диссертаций по специальности «Биомеханика», был заместителем председателя совета (1993—1995). Разрабатывал самонастраивающиеся и самоорганизующиеся динамические системы для многих областей своих исследований: динамические слоистые системы (1971), динамические многоосевые транспортные средства (1974), саморегулируемые динамические механизмы для биоинженерии, в том числе самонастраивающиеся динамические реологические элементы на магнитной жидкости для протезирования и тренажеров (1979). С 1978 г. разрабатывал самонастраивающиеся динамические узлы протезов и ортезов. Многие его разработки серийно выпускались на предприятии НПО «Энергия». Работал заместителем директора по науке следующих компаний: НПО «Инвапомощь», СП Россия — США «Технологическая индустрия протезирования и ортезирования», НПО «Ортокосмос» (1991—1996), НПО «Эколотекс» (Москва, 1986—1999); генеральным директором корпораций в Нью-Йорке с 1997 г. «Patterns Image Corporation, Inc.», «Farber's Center for Academic Success, Inc.» (2003), «American Medical Technologies, Inc.» (2001), «Noigel, LLC» (2005), «TRIZ Biopharma International, LLC» (2017), «Quazivita International, LLC» (2017). Во всех работах, начиная с 1964 г., он руководствовался теорией решения изобретательских задач, созданной его учителем — Генрихом Сауловичем Альтшуллером.

В 1993 г. совместно с коллегами начал исследования по разработке динамических лекарств. Им разработан линейка квазиживых, самоорганизующихся динамических лекарств с переменной структурой и синергией. Эти лекарства имеют способность приспосабливаться к конкретному человеку, адаптироваться к его системе рецептов. Для подготовки специалистов для своих корпораций он разработал новый подход в образовании на основе метода образов. Основатель и главный редактор журнала «Биомеханика и протезирование» (М.: ЦНИИПП, 1993). Заместитель председателя Всероссийского общества биомеханики (1992—1995). Член обществ: Международное общество биомеханики (1994), Международное общество протезирования и ортезирования (1995); Американского, Австралийского, Канадского, Эдинбургского, Германского, Европейского, Лондонского, Сингапурского математических обществ (2016). Заслуженный изобретатель Российской Федерации (1993). «Ученый 2011 года». «Педагог 2012 года» (Нью-Йорк). «Профессионал года 2016, 2017» (USA). Признан в числе лидеров: в «Elite American Executives», в био- и нанотехнологии компанией Marquis Who's Who (2016, 2017). Изобретатель СССР. Награжден медалями Готфрида Лейбница, Александра фон Гумбольдта, Рудольфа Вирхова, Альфреда Коха, золотой медалью «Никола Тесла» (1993—2018). Избран академиком Российской академии медико-технических наук (1994), Российской академии космонавтики имени К.Э. Циолковского (1995), Нью-Йоркской академии наук (2015), ЕАЕН (2017), академиком Петровской академии наук и искусств (2018). Опубликовал более 1000 книг, статей, патентов.

Лит.: Фарбер В.С., Витензон А.С., Морейнис И.Ш. Теоретические основы построения протезов нижних конечностей и коррекции движения. В 4 тт. М.: ЦНИИПП, 1994—1995 ♦ Farber V.S., Moreinis I.S. Biomechanical basis of choosing the rational mass and its distribution throughout the lower limb prosthesis segments // Journal of Rehabilitation Research and Development Vol. 32 No. 4, November 1995, pp. 325—336 ♦ Martynov A., Farber V., & Farber S. (2011). Quasilinear self-organizing systems: based on ensembles of succinylated derivative of interferogamma // Current medicinal chemistry, 18(22), 3431—3436.

1.A List of 191 not confidential published patents and patent applications of a candidate (no less than ten patents);

1. Устройство для динамических испытаний дорожных одежд, Патент № 633974 от 8.07.1977 г.
2. Устройство для динамических испытаний дорожных одежд, Патент № 633975 от 11.07.1977г.
3. Устройство для измерения профиля, Патент № 643749 от 5.08.1977 г.
4. Дебалансный вибратор, Патент № 649478 от 5.10.1977
5. Способ седиментационного анализа, Патент № 693166 от 28.09.1977 г.
6. Устройство для возбуждения сейсмических колебаний, Патент № 714322 от 28.09.1977 г.
7. Способ определения коэффициента фильтрации, Патент № 715976 от 23.08.1978 г.
8. Устройство для хранения штучных грузов, Патент № 887366 от 2.04.1980 г.
9. Устройство для монтажа и демонтажа оттяжных пружин тормозных колодок автомобиля, Патент № 914359 от 23.04.1980 г.
10. Станок для многопозиционной притирки клапанов, Патент № 942954 от 9.12.1980 г.
11. Тренажер операторов систем управления, Патент № 953652 от 14.01.1981 г.
12. Стеллаж, Патент № 981124 от 26.06.1980 г.
13. Устройство для дозирования жидкости, Патент № 993031 от 29.12.1979 г.
14. Устройство для предотвращения проскальзывания колеса транспортного средства, Патент № 1044474 от 26.11.1981
15. Подъемник для вывешивания автомобилей, Патент № 1049419 от 26.11.1981
16. Касса для сбора платы за проезд, Патент № 1062737 от 3.09.1982 г
17. Коленный узел протеза бедра, Патент № 1088717 от 2.03.1983 г.
18. Устройство для визуального представления информации, Патент № 1103279 от 22.10.1982 г.
19. Кассовый аппарат, Патент № 1119046 от 12.05.1983 г.
20. Коленный механизм протеза бедра, Патент № 1124964 от 29.04.1983 г.
21. Протез бедра, Патент № 1138151 от 26.10.1983 г.
22. Способ изготовления облицовочных оболочек протезов из полимерных материалов, Патент № 1134195 от 21.07.1980 г.
23. Механизм блокировки вращающегося вала, Патент № 1143631 от 27.07.1983 г.
24. Коленный механизм протеза, Патент № 1146038 от 11.05.1983 г.
25. Ленточный тормоз, Патент № 1157290 от 27.07.1983 г.
26. Способ возведения дорожной одежды, Патент № 1164357 от 5.11.1983 г.
27. Устройство для центробежного формования полых изделий, Патент № 1168425 от 21.07.80 г.
28. Роторная литьевая установка для переработки полимеров, Патент № 1168427 от 21.07.80 г.
29. Протез нижней конечности, Патент № 1175471 от 29.04.1983 г.
30. Протез нижней конечности, Патент № 1175472 от 31.10.1983 г.
31. Механизм блокировки вращающегося тела, Патент № 1189708 от 27.07.1983 г.
32. Ходовая тележка, Патент № 1199885 от 7.03.1984 г.
33. Устройство для центробежного формования полых изделий, Патент № 1168425 от 21.07.1980 г.
34. Роторная литьевая установка для переработки полимеров, Патент № 1168427 от 21.07.1980 г.
35. Ортопедический аппарат на нижнюю конечность, Патент № 1215692 от 6.03.1984 г.
36. Устройство для выдачи билетов, Патент № 1223262 от 14.06.1983 г.
37. Ортопедический аппарат на нижнюю конечность, Патент № 1245309 от 29.12.1984 г.
38. Способ определения мгновенного центра вращения коленного сустава, Патент № 1268149 от 22.02.1984 г.
39. Устройство диагностики индукционных катушек зажигания, Патент № 1280959 от 3.07.1984 г. Устройство для определения моментов сил в суставах конечности, Патент № 1286161 от 9.04.1985г
40. Протез нижней конечности, Патент № 1323100 от 29.07.1985 г.

41. Устройство для перемешивания дорожной смеси в кузове транспортного средства, Патент № 1320319 от 21.01.1986 г.
42. Искусственная стопа, Патент №1338856 от 29.12.1985 г.
43. Устройство для облегчения запуска двигателя внутреннего сгорания, Патент № 1343971 от 23.12.1985 г.
44. Устройство для облегчения запуска двигателя внутреннего сгорания, Патент № 1351292 от 15.11.1985 г.
45. Устройство для изготовления полых изделий методом намотки длинномерного материала, Патент № 1368188 от 6.07.1984г.
46. Способ предынкубационной обработки яиц и устройство для его осуществления, Патент № 1362479 от 3.04.1985 г.
47. Протез нижней конечности, Патент № 1391642 от 7.07.1986 г.
48. Устройство для измерения зарессоренности взаимной подвижности отделов голеностопных узлов протезов нижних конечностей, Патент №1398857 от 3.03.1986 г.
49. Дорожная одежда многополосной автомобильной дороги, Патент № 1402631 от 5.08.1986 г
50. Голеностопный узел протеза, Патент № 1409258 от 11.09.1986 г.
51. Голеностопный узел, Патент № 1410970 от 7.07.1986 г.
52. Дозирующее устройство для сыпучих материалов, Патент № 1418573 от 21.04.1986 г.
53. Амортизатор, Патент № 1435865 от 9.03.1987 г.
54. Способ определения технического состояния цилиндропоршневой группы автотракторного двигателя внутреннего сгорания, Патент № 1437714 от 28.06.1985 г.
55. Устройство для исследования динамических характеристик узлов протезов, Патент № 1442208 от 2.02.1987 г.
56. Протез бедра, Патент № 1454448 от 6.11.1986 г.
57. Протез нижней конечности, Патент № 1454450 от 25.11.1986 г.
58. Ортопедический аппарат на нижнюю конечность, Патент № 1468525 от 10.04.1987 г.
59. Протез нижней конечности, Патент № 1469602 от 2.02.1987 г.
60. Протез бедра, Патент №1466738 от 7.01.1987 г.
61. Протез нижней конечности, Патент № 1489754 от 10.11.1987 г.
62. Ортопедический аппарат на нижнюю конечность, Патент № 1489755 от 30.11.1987 г.
63. Ортопедический аппарат на нижнюю конечность, Патент № 1489756 от 30.11.1987 г.
64. Ортопедический аппарат на нижнюю конечность, Патент № 1489757 от 30.11.1987 г.
65. Голеностопный узел протеза нижней конечности, Патент № 1498490 от 16.11.1987 г.
66. Устройство для измерения давления в шинах транспортного средства, Патент № 1520368 от 20.07.1987 г.
67. Компрессионно- дистракционный аппарат, Патент № 1553091 от 24.11.1986 г.
68. Юстировочное устройство для протезов нижних конечностей, Патент № 1553116 от 29.06.1988 г.
69. Способ оценки асимметрии ходьбы и бега в естественных условиях, Патент № 1560092 от 4.05.1987 г.
70. Коленный узел для отрезов и протезов, Патент № 1560186 от 14.04.1988 г.
71. Ортопедическая стелька, Патент № 1570723 от 5.05.1988 г
72. Барьер безопасности, Патент № 1576622 от 20.09.1988 г.
73. Ортопедический аппарат на нижнюю конечность, Патент № 1577787 от 25.08.1988 г.
74. Ортез, Патент № 1584940 от 15.09.1988 г.
75. Голеностопный узел ортопедического аппарата, Патент №1586704 от 25.08.1988 г.
76. Массажный обруч, Патент № 1595515 от 15.11.1988 г .
77. Устройство для визуального представления информации, Патент №1596374 от 30.06.1988 г.
78. Протез после вычленения бедра, Патент № 1600758 от 6.04.1988 г.
79. Голеностопный узел протеза нижней конечности, Патент № 1600759 от 20.09.1988 г.
80. Устройство для растяжения и фиксации позвоночника, Патент № 1602519 от 28.11.1988 г.

81. Протез бедра, Патент № 1607799 от 20.07.1988 г.
82. Валец вибрационного катка, Патент № 1608282 от 28.11.1988 г.
83. Способ изготовления рукоятей, Патент № 1613316 от 20.05.1988 г.
84. Пояс-корсет, Патент № 1621919 от 17.02.89 г.
85. Сосуд для кормления ребенка, Патент № 1621933 от 3.02.1988 г.
86. Смеситель, Патент № 1622138 от 11.07.1988 г.
87. Протез бедра, Патент № 1627173 от 15.09.1988 г.
88. Ручной массажер, Патент № 1627178 от 11.07.1988 г.
89. Устройство для массажа конечностей, Патент № 1629059 от 30.05.1988 г.
90. Способ получения слепков при изготовлении протезно- ортопедических изделий, Патент № 1630815 от 22.11.1988 г.
91. Настил, Патент № 1635991 от 30.05.1988 г.
92. Устройство для дифференцированного измерения количества шагов в естественных условиях, Патент № 1648364 от 4.05.1987 г.
93. Способ изготовления защитного шлема, Патент № 1651834 от 5.05.1988 г.
94. Застежка для обуви, Патент № 1651836 от 6.07.1988г.
95. Узел управления протезом верхней конечности, Патент № 1664308 от 28.07.1989 г.
96. Устройство для оценки вакуумного крепления протеза бедра, Патент № 1718906 от 7.03.1990 г.
97. Одноразовый шприц, Патент № 1727845 от 09.02.1990
98. Протез бедра, Патент № 1729508 от 14.11.1990 г.
99. Устройство для лечения сосудистых отеков, Патент № 1731215 от 26.04.1989 г.
100. Плоскогубцы, Патент № 1731620 от 26.04.1989 г.
101. Узел управления протезом верхней конечности, Патент № 1748816 от 28.06.1989г.
102. Узел управления протезом верхней конечности, Патент № 1755798 от 28.07.1990 г.
103. Голеностопный узел протеза нижней конечности, Патент № 1761136 от 4.11.1989 г.
104. Противоударное устройство, Патент № 1774927 от 28.01.91 г.
105. Устройство для вытяжения позвоночника, Патент № 1777562 от 10.12.90 г.
106. Устройство для растяжения и фиксации позвоночника, Патент № 1782165 от 13.09.90 г.
107. Устройство для введения лекарственных порошков, Патент № 1792334 от 14.01.91 г.
108. Прицепная гидроинерционная вибротрамбовка, Патент № 1796735 от 10.06.1991 г.
109. Регулирующе-соединительное устройство, Патент № 1819590 от 02.04.1991 г.
110. Универсальный соединительный модуль для протеза нижней конечности(варианты), Патент № 2735 от 24.05.1995 г.
111. Коленный механизм протеза бедра, Патент № 41288 от 9.07.1993г.
112. Протез бедра с внешним источником энергии, Патент № 2007972 от 07.05.1991.
113. Протез бедра, Патент № 2008854 от 08.07.1991 г.
114. Голеностопный узел протеза, Патент № 2012285 от 11.09.86 г.
115. Приемная гильза протеза бедра, Патент № 2012286 от 07.08.1991 г.
116. Способ управления протезом нижней конечности и устройство для его осуществления, Патент № 2032434 от 01.30.1992 г.
117. Устройство для испытания протезов бедра на эксплуатационную прочность, Патент № 2039537 от 7.12.1992 г.
118. Протез бедра, Патент № 2043091 от 04.09.1992 г.
119. Глубинный виброуплотнитель, Патент № 2049663 от 7.12.1992 г.
120. Протез бедра, Патент № 2053741 от
121. Протез бедра, Патент № 2055547 от
122. Протез нижней конечности, Патент № 2056812 от
123. Кинематический шарнир коленного узла протеза нижней конечности, Патент № 2061443 от 19.06.1992 г.
124. Протез бедра, Патент № 2062073 от 9.07.1993 г.

125. Коленный узел для ортезов и протезов, Патент № 2064294 от 07.14.1992 г
126. Коленный узел для ортезов и протезов, Патент № 2064296 от 11.25.1993 г.
127. Датчик синхронизации электронного корректора движения, Патент № 2066988
128. Голеностопный узел для протезов нижних конечностей, Патент № 2068669
129. Способ построения протеза по индивидуальной схеме и устройство для его осуществления, Патент № 2074677
130. Коленный узел для протезов нижней конечности, Патент № 2074678 от 07.12.1994 г.
131. Коленный узел протеза нижней конечности, Патент № 2077875 от 11.29.1994 г.
132. Голеностопный узел ортопедического аппарата на нижнюю конечность, Патент № 2077876
133. Способ управления силовым элементом тренажера, Патент № 2081643 от 21.02.1992 г.
134. Способ имитации ходьбы и бега человека для реабилитации больных с различными двигательными нарушениями и устройство для его осуществления, Патент № 2082378 от 09.07.1993
135. Кулисный коленный узел с регулируемым торможением и замком для протезов нижних конечностей, Патент № 2083189 от 12.07.1994 г.
136. Протез бедра, Патент № 2084208 от
137. Протез бедра, Патент № 2085152 от 11.03.1994 г.
138. Коленный узел протеза нижней конечности, Патент № 2085154 от 11.29.1994 г.
139. Искусственная стопа для протезов нижней конечности, Патент № 2085155 от 04.29.1994 г.
140. Коленный узел протеза нижней конечности, Патент № 2086212 от 10.14.1994 г.
141. Искусственная стопа для протезов нижней конечности, Патент № 2086213 от 04.29.1994 г.
142. Коленный модуль, Патент № 2088179 от 10.10.95 г.
143. Искусственная стопа для спортивного протеза нижней конечности, Патент № 2088180 от 04.29.1994 г.
144. Модульное ротационное устройство для протезов нижней конечности, Патент № 2088181 от 04.29.1994 г.
145. Способ укрепления мышц пораженной нижней конечности и ортопедический аппарат для его осуществления, Патент № 2088273 от
146. Способ получения анатомических моделей в магнитном негативе, Патент № 2092133 от 23.02.1993 г.
147. Способ реализации заднего толчка при ослаблении мышц дистальной части нижней конечности и ортопедический аппарат для его осуществления, Патент № 2092134 от 11.25.1993 г.
148. Способ измерения и регулировки параметров протеза и устройство для его осуществления, Патент № 2093110 от
149. Устройство для контроля и управления системой водител - транспортное средство, Патент № 2100224 от 24.04.1994 г. Пат. 3178 UA, МПК E02D 3/046, E01C 19/22. Гідроінерційна вібротрамбовка [Текст] / Х. С. Мубарак, О. Б. Волошин, І. В. Коц (Україна). – № 4943930 ; заявл. 10.06.1991 ; опубл. 26.12.1994г. Причіпна гідроінерційна вібротрамбівка, Патент № 6615 от 29.12.1994 г.
150. Cosmetic and pharmaceutical compositions having modified proteins in the form of a supramolecular assembly, Patent No: US 8,846,064 B2, Feb.1,2011
151. Производное инсулина, обладающее сахароснижающей активностью при пероральном применении, способ его получения и лекарственные формы на его основе, Евразийский Патент № 023447 от 28.12.2011 г.
152. Модифицированные антикомплементарные олигонуклеотиды с проотивораковыми свойствами и способ их получения, Евразийский Патент № 025625 от 22.11.2010 г.
153. Способ ускорения прироста бактериальной биомассы и подавление вирулентности бактерий, Евразийский Патент № 025623 от 28.12.11 г.
154. Модифицированные пептиды с антивирусными свойствами и способ их получения, Евразийский Патент № 025624 от 22.11.2010

155. Вакцины с повышенной иммуногенностью и способы их получения, Евразийский Патент № 025417 от 22.11.2010 г.
156. Способ синтеза лечебных и профилактических лекарственных препаратов, Евразийский Патент № 025399 от 22.11.2010 г.
157. Способ быстрой лабораторной диагностики заболеваний, основанный на выявлении специфических белков, Евразийский Патент № 024771 от 22.11.2010 г.
158. WO2012070970A1 Диагностический способ для прогноза развития и контроля эффективности лечения онкологических заболеваний
159. WO2012070963A1 Способ быстрой лабораторной диагностики заболеваний, основанный на выявлении специфических белков и устройство для его осуществления
160. WO2012070969A1 Диагностический способ для прогноза развития и контроля эффективности лечения сердечно-сосудистых заболеваний
161. WO2012070975A1 Модифицированные пептиды с антивирусными свойствами и способ их получения
162. WO2012070971A1 Косметологическая и фармацевтическая композиция для омоложения и восстановления кожи, в том числе после хирургических операций
163. WO2012070972A1 Способ лечения пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями
164. WO2012070967A1 Ранозаживляющая, противоожоговая, регенерирующая и противовирусная фармацевтическая композиция для местного применения
165. WO2012070964A1 Модифицированные олигопептиды с противораковыми свойствами и способ их получения
166. WO2013100793A1 Производное инсулина, обладающее сахароснижающей активностью, и способ его получения
167. WO2012070973A1 Способ лечения пациентов с онкологическими заболеваниями
168. WO2012070974A1 Вакцины с повышенной иммуногенностью и способы их получения
169. WO2012070966A1 Модифицированные олигопептиды для лечения панкреатитов, язвенной болезни желудка и других гиперферментемий на основе пептидного ингибитора ферментов и способ их получения
170. WO2012070968A1 Способ молекулярного дизайна и синтеза лечебных и профилактических лекарственных препаратов
171. WO2015178791A1 Косметологическая и фармацевтическая композиция
172. WO2012070965A1 Модифицированные антикомплементарные олигонуклеотиды с противораковыми свойствами и способ их получения
173. WO2013100792A1 Способ ускорения прироста бактериальной биомассы и подавления вирулентности бактерий
174. WO2016076744A1 Фармацевтическая композиция с гемостатическим и ранозаживляющим действием
175. US Patent appl. US20150072929A1 Pharmaceutical composition comprising a mixture of carboxylated oligopeptides
176. US Patent appl. US20120197003A1 Modified oligopeptides for the treatment of pancreatitis, stomach ulcers, and other hyperenzymemias based on enzyme peptide inhibitors and methods for obtaining them
177. US Patent appl. US20120195925A1 Vaccines with increased immunogenicity and methods for obtaining them
178. US Patent appl. US20140309276A1 Pharmaceutical Composition Comprising a Mixture of Carboxylated Oligonucleotides
179. US Patent appl. US20120195856A1 Method of treating patients with cardiovascular illness
180. US Patent appl. US20130288230A1 Method for identification of a natural biopolymer
181. US Patent appl. US20140220556A1 Method of Design and Synthesis of a New Drug

182. US Patent appl. US20120195911A1 Method of treatment of cancer patients
183. US Patent appl. US20120196801A1 Wound-healing, anti-ambustial, regenerating, and anti-viral pharmaceutical formula for local administration
184. US Patent US8846064B2 Cosmetic and pharmaceutical compositions having modified proteins in the form of a supramolecular assembly
185. Патент ЕА 025399 Способ синтеза лечебных и профилактических лекарственных препаратов
186. Патент ЕА 024771 Способ быстрой лабораторной диагностики заболеваний, основанный на выявлении специфических белков
187. Патент ЕА 025417 Вакцины с повышенной иммуногенностью и способы их получения
188. Патент ЕА 023447 Производное инсулина, обладающее сахароснижающей активностью при пероральном применении, способ его получения и лекарственные формы на его основе
189. Патент ЕА 025623 Способ ускорения прироста бактериальной биомассы и подавления вирулентности бактерий
190. Патент ЕА 025625 Модифицированные антикомплементарные олигонуклеотиды с противораковыми свойствами и способ их получения
191. Патент ЕА 025624 Модифицированные пептиды с антивирусными свойствами и способ их получения

1.B List of abstracts from published patents of a candidate

1. ПАТЕНТ 2032434 1992-01-30

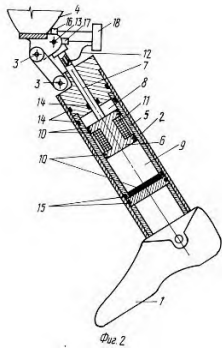
Способ управления протезом нижней конечности и устройство для его осуществления

Сущность изобретения: способ управления протезом нижней конечности отличается повышением симметрии ходьбы на протезе бедра, причем в начале фазы переноса включает упругий элемент, момент силы которого относительно коленного шарнира направлен навстречу его сгибания, при этом дополнительно измеряют ускорение приемной гильзы бедра и момент включения упругого элемента относительно начала фазы переноса устанавливают с учетом этого ускорения.

Устройство для осуществления способа содержит последовательно соединенные цилиндр 5 и поршень 6, пневматический амортизатор, выполненный из ферромагнитного металла, зазор между поршнем и цилиндром заполнен магнитной жидкостью, выполняющий роль уплотнителя между воздушными полостями амортизатора, а на поршне расположена электрическая обмотка В фазе переноса инвалид сгибает культю, осуществляя сгибание голени с искусственной стопой, приводя к увеличению угла между бедром и голенью, при этом сигналы от датчиков ускорения 16, угла поворота 17 поступают на систему управления 18, от которой в определенный момент времени подается напряжение на обмотку возбуждения 11, причем образуется магнитный поток, который магнитную жидкость втягивает в область максимальной магнитной индукции, заполняя кольцевой зазор между поршнем 6 и цилиндром 5, образуя тем самым магнитно-жидкостное уплотнение.

При этом полости 8 и 9 герметично разделены друг от друга и при дальнейшем увеличении угла сгибания голени, давление газа в полости 9 нарастает, а в полости 8 падает, причем напряжение на обмотку возбуждения обеспечивает удерживаемый перепад давления магнитной жидкости, превышающий максимальный перепад давления воздуха в полостях 8 и 9, в результате этого перепуск воздуха через магнитную жидкость невозможен и амортизатор работает как пневматическая пружина, стремящаяся вернуть протез в фазу разгибания. Момент пневматической пружины приводит к сокращению времени разгибания протеза, причем система управления 18 подает напряжение на обмотку возбуждения 11 после начала сгибания голени тем раньше, чем большее ускорение бедра в начальный период переноса. При разгибании протеза бедра напряжение отключается.

Преимущества способа и устройства перед базовым объектом: получена возможность изменять темп ходьбы инвалида на протезе бедра; время действия момента силы пневматической пружины находится в прямой зависимости от скорости разгибания голени и бедра.



Using TRIZ tools: S-CURVE Analysis, Su-Field Analysis, Physical effects, TRIZ principles

2. ПАТЕНТ № 2081643 1992.02.21

Способ управления силовым элементом тренажера

иловой элемент содержит один или несколько параллельно работающих пневмоцилиндров с магнитной жидкостью, в каждом из которых имеется ферромагнитный цилиндр 1, разделенный ферромагнитным поршнем 2 со штоком 3 на полости 4 и 5, заполненные воздухом и магнитной жидкостью 3. На поршне 2 размещена электрическая обмотка возбуждения 7, выводы которой 8 выведены через полый шток. Полость 5 герметизирована эластичной диафрагмой 7. Полость 4 герметизирована эластичным уплотнением 10.

Пневмоцилиндры /фиг. 2/ имеют разные диаметры. Их цилиндры прикреплены к нижнему основанию 11 тренажера, а штоки к подвижной штанге 12, способной вертикально перемещаться по направляющим 13. На штанге 12 укреплен подвижный блок 14, а на верхнем основании 15 тренажера укреплены неподвижные блоки 16. Через блоки протянут трос 17, к концу которого прикреплена рукоятка 18.

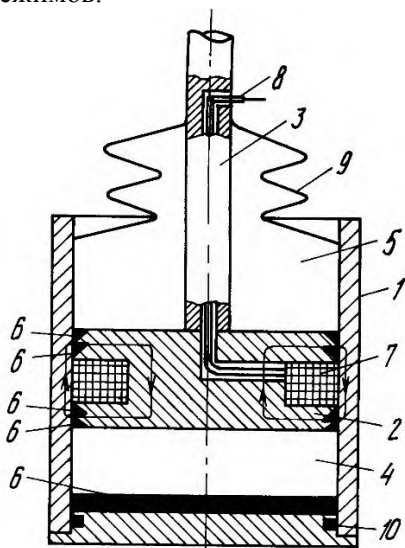
Выводы 8 обмоток возбуждения электрически присоединены к схеме управления 19, которая электрически соединена с пультом управления 20.

Спортсмен устанавливает на пульте управления 20 величину усилия тренажера. В зависимости от этой величины система управления 19 подает на каждый пневмоцилиндр соответствующее напряжение. При подаче напряжения образуется магнитный поток, который показан на фиг. 1, магнитная жидкость втягивается в область максимальной магнитной индукции, заполняя кольцевой зазор между поршнем и цилиндром и образует тем самым, магнитно-жидкостное уплотнение. При этом полости 4 и 5 герметично отделяются друг от друга. При этом возможны три режима работы каждого пневмоцилиндра. При первом режиме напряжения от системы управления, подаваемое на данный пневмоцилиндр, равно нулю. В этом случае данный пневмоцилиндр никакого усилия на штангу 12 /кроме веса подвижных частей/ не оказывает. Во втором режиме напряжение превышает величину, при которой возможен перепуск рабочей среды /воздуха/ через магнитную жидкость. Причем, напряжение начинает подаваться в исходном положении силового элемента, когда поршень под действием веса занимает крайне нижнее положение. Под действием усилия спортсмена поршень движется вверх. В полости 4 образуется вакуум, а в полости 5 поддерживается атмосферное давление, вследствие применения эластичной диафрагмы 9. При этом поршень будет оказывать на штангу 12 направленное вниз постоянное усилие, равное произведению площади сечения поршня на атмосферное давление. Если пневмоцилиндры /фиг. 2/ имеют разные площади сечения, то и их усилия во втором способе будут разными. При обратном движении спортсмена, поршень движется вниз, оказывая на штангу 12 направленное вниз "уступающее" усилие. Таким образом, работа в этом режиме полностью эквивалента применению соответствующего груза.

В третьем режиме напряжение меньше величины, при которой невозможен перепуск воздуха через магнитную жидкость.

При этом удерживаемый перепад давления прямо пропорционален приложенному напряжению.

При движении поршня вверх воздух перепускается из полости 5 в полость 4. При этом перепад давления и вместе с ним усилие, действующее на штангу 12, поддерживаются постоянными. При обратном движении напряжение отключается и поршень опускается под действием своего веса и усилия штанги 12. Таким образом, в этом случае "уступающего" усилия поршень не оказывает. Прямое усилие, при движении поршня вверх, может регулироваться электрическим путем за счет изменения подаваемого напряжения. На штангу 12, а тем самым, на спортсмена, действуют усилия от всех трех пневмоцилиндров, каждый из которых может работать в любом из приведенных выше режимов.



Фиг. 1

Using TRIZ tools: S-CURVE Analysis, Su-Field Analysis, Physical effects, TRIZ principles

3. ПАТЕНТ: 1630815 1988.11.22

Способ получения слепков при изготовлении протезно ортопедических изделий

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к протезированию и протезостроению. Цель изобретения - повышение точности изготовления слепков путем исключения его повреждения при многократном использовании оболочки. Способ позволяет изготавливать негативы путем исключения гипсовой технологии, а также уменьшить себестоимость изготовления слепков (позитивов сегмента тела) путем многократного использования оболочки, из которой получают негатив. Для этого оболочку изготавливают из полиуретана с эффектом памяти формы, нагревают до 50-60°C, размещают на сегменте тела, подформовывают под сегмент тела, заливают гипсом, а после отверждения последнего извлекают гипсовый слепок (позитив). Для этого негатив нагревают до 50-70°C, он принимает первоначальную форму и после этого вновь охлаждают до 20-30°C. Снятая оболочка имеет форму заготовки, ее можно многократно использовать для изготовления слепков, снимаемых с сегментов тела других пациентов. При применении описанного способа повышается культура производства гипсосле-почных работ, уменьшается доля тяжелого труда, экономится материал для получения негативов.

Using TRIZ tools: S-CURVE Analysis, Su-Field Analysis, Physical effects, TRIZ principles

4. Патент 2074677 29.04.1994

Способ построения протеза по индивидуальной схеме и устройство для его осуществления

Задачей изобретения является уменьшение трудоемкости поиска рациональных параметров

индивидуальной схемы построения протеза.

Поставленная задача достигается за счет того, что варьируют параметры схемы построения протеза в одном уровне, при этом исследование характеристик ходьбы, соответствующих каждому варианту схемы построения производят в следующей последовательности: выставляются звенья протеза в соответствии с исследуемым вариантом схемы построения, создают разряжение в регулировочно-соединительном устройстве для создания монолитности рабочего тела устройства сыпучего материала, вследствие чего фиксируется гильза бедра или трубка голени относительно верхнего или нижнего звена коленного модуля соответственно; изучают характеристики ходьбы, соответствующие исследуемому варианту схемы построения протеза, убирают разрежение в регулировочно-соединительном устройстве.

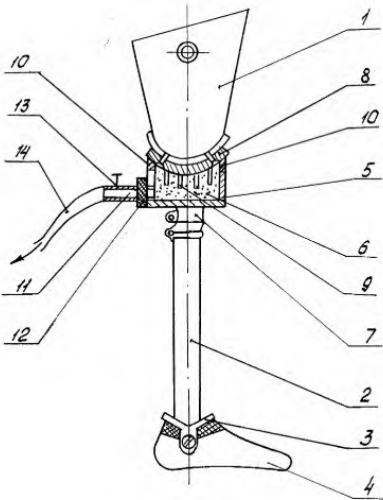
После определения рациональных параметров схемы построения и сборки протеза по рациональной схеме производят пропитку сыпучего вещества клеевой композицией и создают разряжение в регулировочно-соединительном устройстве до момента отверждения, после чего разрежение убирается.

Устройство для осуществления способа построения протеза бедра по индивидуальной схеме представляет собой регулировочно-соединительное устройство, выполненное в виде заполненного сыпучим материалом чашеобразного корпуса, доньшко которого жестко связано с верхним или нижним звеном коленного модуля, и на стенках которого в противоположной доньшку части имеется торцевое уплотнение, а также сферической подвижной крышкой корпуса с пространственно расположенными анкерами, которая жестко соединена с гильзой бедра или трубкой голени соответственно, и уплотняется торцевым уплотнением корпуса, имеющего патрубок, соединяемый через фильтр с вакуумным насосом. Устройство для осуществления способа содержит (фиг.1,2) приемную гильзу 1, трубку голени 2, щиколотку 3, искусственную стопу 4, корпус 5, рабочее вещество 6, коленный модуль 7, крышку 8, анкера 9, эластичное уплотнение 10, отводящий патрубок 11 с фильтром 12 и краном 13 с гибкой трубкой 14, винт 16, контргайку 15, шайбу 18 и гайку 19, шпильку 17.

После подгонки приемной гильзы 1 культы инвалида, ее соединяют с крышкой 8, насыпают в корпус 5 сыпучий материал 6, соединяют корпус 5 с верхним звеном коленного модуля 7, а через него с трубки голени 2 и искусственной стопой 4, а затем через патрубок 11 и гибкую трубку 14 создают разрежение в корпусе 5 с сыпучим материалом 6, который становится монолитным. В связи с тем, что в сыпучий материал погружены анкера 9, то приемная гильза 1 жестко фиксируется относительно верхнего звена коленного модуля 7. Исходя из объективных и субъективных показателей при ходьбе, определяют рациональные параметры схемы построения протеза бедра.

После этого протез закрепляют в протезомере с целью фиксации рациональной схемы построения протеза бедра и производят пропитку клеевой композицией сыпучего вещества в регулировочно-соединительном устройстве или производят фиксацию продольного размера регулировочно-соединительного устройства с помощью шпильки 17, шайбы 18 и гайки 19 и создают объемное сжатие рабочего тела 6 с винтом 16, контрящемся контргайкой 15.

Преимущества настоящего способа и устройства выбора общей схемы построения протеза бедра перед базовым объектом: снижение трудоемкости поиска индивидуальной схемы сборки протеза бедра нижней конечности



Фиг. 1

Using TRIZ tools: S-CURVE Analysis, Su-Field Analysis, Physical effects, TRIZ principles

5. Патент 20122861991-08-07

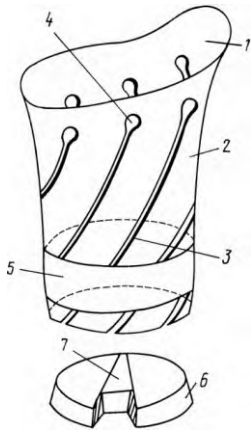
Приемная гильза протеза бедра

Приемная гильза содержит посадочное кольцо 1, боковую поверхность 2, винтовые разрезы 3 с углом наклона 30-45°, имеющие у своего основания цилиндрические отверстия 4, препятствующие возникновению концентраторов напряжений, эластичное кольцо 5, дистально расположенное на боковой поверхности 2, составную пробку в виде усеченного конуса 6, закрывающую дно гильзы, клин 7, расположенный внутри конуса 6.

Приемную гильзу протеза бедра используют следующим образом. По размерам культы подбирают требуемый типоразмер гильзы из упругого материала. На боковой поверхности гильзы 2, начиная от посадочного кольца 1, равномерно по периметру делают винтовые разрезы 3 с углом наклона 30-45° и цилиндрическими отверстиями 4 у основания. Дно гильзы закрывают составной пробкой в виде усеченного конуса 6, внутри которого параллельно основанию располагают с возможностью перемещения клин 7, затем на боковую поверхность гильзы надевают эластичное кольцо 5, а саму гильзу закрепляют внутри чашки коленного узла протеза (не показана).

При ходьбе за счет ротационных движений культы меняется ширина разрезов, при этом стенка гильзы деформируется, как бы "дышит", с одной стороны способствуя осуществлению ротационных движений культы, а с другой - зарессоренному перемещению культы по вертикали, давая таким образом возможность мышцам культы занимать внутри гильзы наиболее физиологическое положение. В случае протезирования инвалидов с булавовидными культями нижняя часть гильзы раздвигается составной пробкой в виде усеченного конуса 6, величину раздвижки можно регулировать, перемещая внутри пробки 6 клин 7. Для возвращения разошедшихся стенок гильзы в исходное положение, а также для сжатия на величину, меньшую исходного диаметра нижнего конца гильзы, что необходимо при протезировании инвалидов с коническими культями, применено эластичное кольцо 5, надетое на боковую поверхность 2. Вентилируемость внутреннего пространства гильзы улучшена благодаря наличию пазов, равномерно распределенных по периметру гильзы.

Преимущества предлагаемого устройства: обеспечение ротационной подвижности с массажем мышц культы; перемещение ОЦМ по вертикали; вентилируемость внутреннего пространства; возможность протезирования инвалидов с булавовидными культями.



Using TRIZ tools: S-CURVE Analysis, Su-Field Analysis, Physical effects, TRIZ principles

6. Патент 2088181 1994-04-29

Модульное ротационное устройство для протезов нижних конечностей

Задача изобретения - повышение функциональности за счет реализации регулируемой демпфирующей характеристики и снижения стоимости. Сущность изобретения: устройство дополнительно содержит амортизационно-демпфирующее устройство возвратно-вращательного движения, состоящее из верхнего и нижнего стаканов с системами лопаток и элементами крепления, упругих элементов, рабочего тела демпфера, дросселя демпфера и оси, причем рабочим телом демпфера является сыпучее вещество, регулируемым дросселем демпфера является гребень регулируемой высоты, смонтированный на одном из стаканов устройства между перемещающихся относительно него лопаток, закрепленных на другом стакане и выполненных, в том числе, в виде гребенки, зубьями которой служат винты, а расстояние между ними меньше размеров рабочего тела, при этом упругие элементы выполнены из пространственно деформированной проволоки. Осевой шарнир выполнен в виде двух проушин с антифрикционными втулками, одна из которых жестко связана со стопой, другая - с голенью, имеющих элементы крепления амортизационно-демпфирующего устройства, а также соединяющие проушины оси.

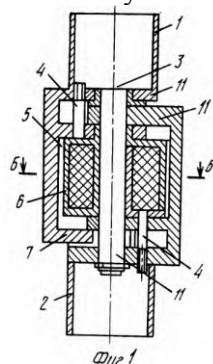
При развороте голени относительно стопы в фазе опоры осевая нагрузка передается через торцы ушей проушин 1 и 2 и антифрикционных втулок 11. Моменты сил, действующих во фронтальной и сагиттальной плоскостях, передаются через отверстия ушей проушин 1 и 2 и ось 3. Момент же сил, действующих в горизонтальной плоскости, через штифты 4 передается от проушин 1 и 2 на лопатки стаканов 5 и 6, а через них на упругие элементы 8, вызывая их обжатие и поворот стаканов 5 и 6, при этом происходит перемещение лопаток, ограничивающих объем демпфера, относительно регулировочных винтов 10, вызывая принудительное пересыпание рабочего тела 9 через гребень, образуемый винтами 10 и разделяющий объем демпфера на две полости, из полости, объем которой уменьшается, в полость, объем которой увеличивается, причем возникает дополнительное сопротивление ротации проушин, пропорциональное квадрату скорости пересыпающихся частиц 9 и величине их поджатия друг к другу винтами 10.

При уменьшении величины скручивающего момента энергия, запасенная при обжатии упругих элементов 8, стремится вернуть проушины 1 и 2 в исходное положение.

Принцип функционирования ротационного устройства в фазе переноса аналогичен реализуемому в фазе опоры.

Преимущество устройства перед ближайшим аналогом следующее: происходит повышение

функциональности за счет конструкции амортизирующего демпфирующего устройства, имеющего гидравлический демпфер с регулируемым дросселем, обеспечивающим регулируемо нелинейную жесткостную характеристику.



Using TRIZ tools: S-CURVE Analysis, Su-Field Analysis, Physical effects, TRIZ principles

7. Патент 2 055 547 1992.08.14

Протез бедра

Целью предлагаемого изобретения является улучшение функциональных и технических характеристик, соединительное звено образовано передней выпуклой мембраной, а упругий элемент образован эластичной мембраной, установленной с противоположной стороны кулака с натягом.

Передняя мембрана снабжена дополнительными пластинами убывающей жесткости, установленными с возможностью поворота одна относительно другой.

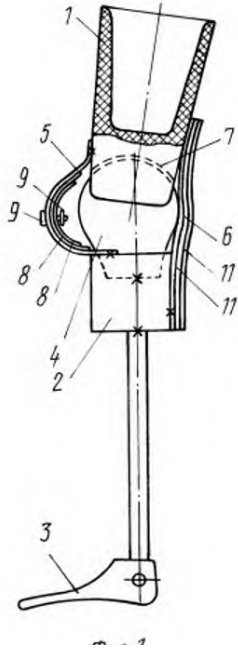
Задняя мембрана выполнена крестообразной в виде двух пересекающихся эластичных лент, что она снабжена дополнительными лентами. Протез бедра функционирует следующим образом. При ходьбе переменное воздействие на приемную гильзу 1 культей в зависимости от положения стопы 3 обеспечивает необходимые фазы углового положения приемной гильзы 1 и гильзы голени 2.

Угловое расположение звеньев протеза зависит от сочетания жесткостных характеристик передней мембраны 5 с пластинами 8 и задней эластичной мембраны 6. Для уменьшения жесткости передней мембраны пластины 8 поворачиваются вокруг оси винта 9 в горизонтальное или наклонное положение (штрих-пунктир на фиг. 3), для повышения устанавливаются вертикально. Упругая характеристика мембраны 6 регулируется установкой дополнительных лент и растяжением на заданную длину. Кулачок 4 обеспечивает опору при ходьбе, а в положении "стоя" передает вес от приемной гильзы 1 на гильзу голени 2 и искусственную стопу 3.

Крестообразное исполнение заднего эластичного элемента 6 обеспечивает натяг кулачка 4 в рабочих поверхностях паза 7, что повышает подкосоустойчивость протеза.

По формуле изобретения изготовлен макет протеза бедра в масштабе 1:5

среднеантропометрического размера. Испытания макета показали эффективность применения новых элементов, удобство регулирования параметров, простоту, надежность и улучшенные технические характеристики протеза по сравнению с известным. Передняя мембрана и дополнительные пластины изготавливались из бериллиевой бронзы БрБ2, а задняя из эластичной резины

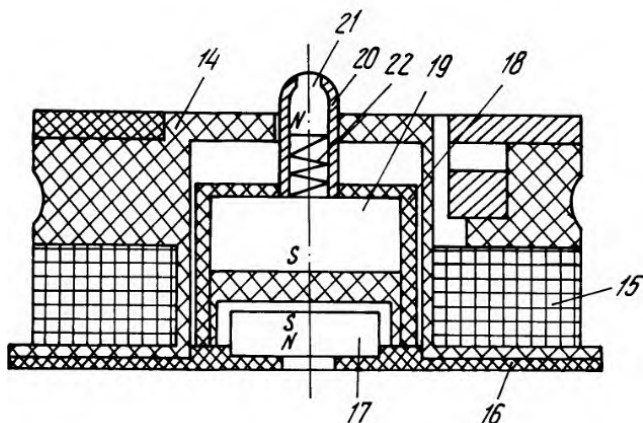


Using TRIZ tools: S-CURVE Analysis, Su-Field Analysis, Physical effects, TRIZ principles

8. Патент № 2082378 1993-07-09

Способ имитации ходьбы и бега человека для реабилитации больных с различными двигательными нарушениями и устройство для его осуществления

Изобретение позволяет имитировать ходьбу и бег человека для реабилитации больных с различными двигательными нарушениями, а также в условиях его ограниченной подвижности путем воздействия на опорные зоны стопы механическими колебаниями с частотой (104; 52; 26) $\pm 5\%$ Гц и магнитным полем с частотой 6 - 7 Гц, постепенно переходя от пяточной к носковой части стопы. Время коммутации последующего возбудителя колебаний пропорционально скорости ходьбы и бега пациента. В качестве задатчика параметров возбуждения использован персональный компьютер, который связан с вибровозбудителями механических колебаний и магнитного поля, встроенными в матрицу, через устройство сопряжения. Блок управления выполнен в виде отдельного функционального блока, который подключается к персональному компьютеру через стандартный интерфейс CENTRONICS. Работоспособность устройства сопряжения поддерживается программным обеспечением, позволяющим реализовать все необходимые режимы работы вибровозбудителей, а также вести оперативный учет больных и характеристик примененного к ним лечения



Using TRIZ tools: S-CURVE Analysis, Su-Field Analysis, Physical effects, Biological effects, TRIZ principles

9. Патент 1138151 26.10.83

Протез бедра - The First in The World Guide Knee Unit

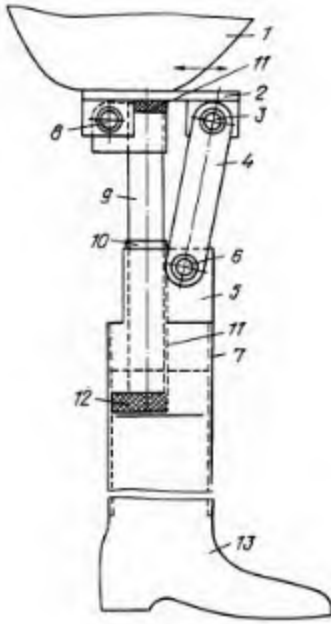
Известное устройство позволяет уменьшить функциональную длину протеза в фазу переноса не более чем на 18,2 мм.

Такая величина укорочения в некоторых случаях недостаточна. Она вдвое меньше, чем в норме. Причем следует учитывать, что если при ходьбе в норме носок стопы в фазу переноса поднимается за счет работы мышц стопы и голени, то при ходьбе на протезе в искусственных стопах такого явления не происходит. Носок искусственной стопы как бы отвисает во время переноса протеза над опорой. Это увеличивает функциональную длину протеза и с помощью известного устройства не компенсируется.

Поэтому ходьба на протезе с известным устройством отличается чрезмерными компенсаторными движениями и приводит к резким увеличениям энергозатрат, утомляемости инвалида и асимметрии его ходьбы.

Целью изобретения является облегчение переноса протезированной конечности над опорой, снижение энергозатрат инвалида при ходьбе.

ПРОТЕЗ БЕДРА, содержащий гильзу голени со стопой, гильзу бедра, установленную на опорной площадке, переднее и заднее звенья, соединенные с опорной площадкой и гильзой голени при помощи шарниров, и упругий элемент, отличающийся тем, что, с целью облегчения переноса протезированной конечности над опорой, снижения энергозатрат инвалида при ходьбе, заднее звено снабжено ползуном, закрепленным на его конце, а гильза голени снабжена направляющей, при этом ползун установлен в направляющей с возможностью перемещения вдоль ее длины.



Using TRIZ tools: S-CURVE Analysis, Su-Field Analysis, TRIZ principles

10. Патент №2062073 1993-07-09

Протез бедра

Использование: изобретение позволяет улучшить условия и надежность работы протеза, улучшает толерантность пациента к протезу путем уменьшения стука при ходьбе и условия работы коленного механизма при ходьбе на неровной поверхности. Сущность изобретения: для этого одна из вращательных кинематических пар выполнена в виде кинематической пары третьего класса 7, две - в виде кинематических пар пятого класса 11, а поступательная кинематическая пара выполнена в виде кинематической пары четвертого класса 12. Заднее звено коленного механизма 10 образует с дистальным звеном 4 поступательную пару четвертого класса, верхняя часть заднего звена соединена с проксимальным звеном парой третьего класса, переднее звено соединено верхней и нижней частями соответственно с проксимальным и дистальным звеньями кинематической пары пятого класса. 3 з. п. ф-лы, 8 ил.

Использование: изобретение позволяет улучшить условия и надежность работы протеза, улучшает толерантность пациента к протезу путем уменьшения стука при ходьбе и условия работы коленного механизма при ходьбе на неровной поверхности. Сущность изобретения: для этого одна из вращательных кинематических пар выполнена в виде кинематической пары третьего класса 7, две - в виде кинематических пар пятого класса 11, а поступательная кинематическая пара выполнена в виде кинематической пары четвертого класса 12. Заднее звено коленного механизма 10 образует с дистальным звеном 4 поступательную пару четвертого класса, верхняя часть заднего звена соединена с проксимальным звеном парой третьего класса, переднее звено соединено верхней и нижней частями соответственно с проксимальным и дистальным звеньями кинематической пары пятого класса. 3 з. п. ф-лы, 8 ил.

Проанализируем число степеней подвижности такого механизма по формуле Сомова-Малышева /см. кн. И.И. Артоболевский. Теория механизмов, М. Наука, 1967, стр.74/.

$W=6n-5p_5-4p_4-3p_3-2p_2-p_1$ n число подвижных звеньев механизма, исключая стойку P_5, P_4, P_3, P_1 -

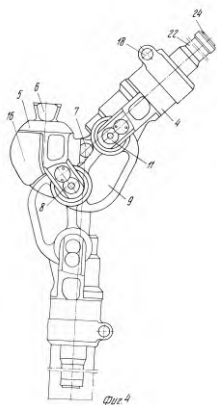
количество кинематических пар пятого, четвертого, первого класса. Тогда для аналога /1/ W 63 54 - 2, т.е. такой механизм дважды статически неопределим и по теории рациональных механизмов в нем возникают огромные реакции в кинематических парах.

У предложенного в настоящей заявке коленного механизма две вращательные кинематические пары пятого класса 8,11, одна вращательная кинематическая пара третьего класса 7 и одна поступательная кинематическая пара четвертого класса 12.

W 63 52 41 31 +1, т.е. получен статически определимый механизм, обладающий повышенным ресурсом работоспособности в силу того, что он избавлен от избыточных "вредных" связей, т.е. механизм лучше предыдущих, работающий на избыточные нагрузки, что повышает его надежность, в особенности при ходьбе в естественных условиях по неровной поверхности.

Уменьшается стук в сочленениях протеза, повышается толерантность инвалида к протезу.

Ресурсные испытания коленного механизма показали увеличение ресурса его работы в 2,7 раза по сравнению с существующими, что особенно актуально для протезной промышленности и для пациентов-пользователей протезов бедра с коленными механизмами указанной конструкции.



Using TRIZ tools: S-CURVE Analysis, Physical effects, TRIZ principles

2.List of innovation projects, in the work on which the candidate was actively involved (no less than ten projects)

I was involved practically in majority of projects in prosthetics and orthotics branch and conversion, since formulated new directions and participated in designing and signing majority technical specifications.

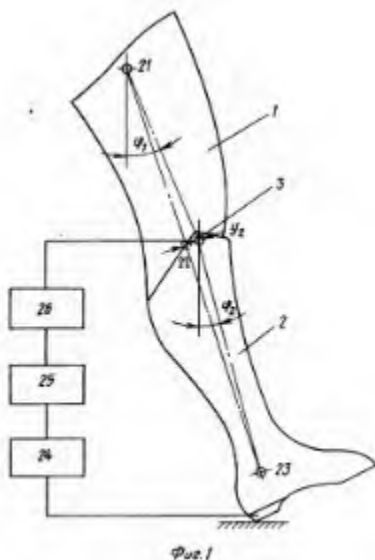
Few general directions of projects are:

- 1.Modular system for prosthetics and orthotics.
- 2.Scoliosis treatment.
3. Artificial feet.
- 4.Ancle joints
- 5.Knee units.
- 6.Hip units.
7. Mathematical modeling.
- 8.Artificial Intelligence
- 9.Testing devices for prosthetics.
- 10.Lower limb prosthetics.
- 11.Upper limb prosthetics.
12. New materials for prosthetics and orthotics.
13. Rotators.
- 14.Sockets for stumps.
- 15.Braces

- 16. Electrostimulation
- 17. External sources of energy in prosthetics.
- 18. Canes and crutches
- 19. Wheelchairs
- 20. Technologies for prosthetics productions.
- 21. Surgery and many others.

11 ПАТЕНТ № 1175471

29.04.83 ПРОТЕЗ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ, содержащий приемную гильзу бедра, шарнирно-соединенную с гильзой голени и стопой, отличающийся тем, что, с целью снижения энергозатрат при ходьбе инвалида при одновременном обеспечении подкосоустойчивости, он снабжен электромеханическим фиксатором коленного шарнира, ось которого смещена вперед от оси конечности до 7 см, состоящим из установленного на оси коленного шарнира барабана и ленты, выполненных из магнитомягкого материала, а также размещенного в гильзе голени соленоида, и расположенным в стопе контактным датчиком, соединенным с последовательно подключенными источником питания и электронным усилителем, выход которого соединен с токопроводящими обмотками барабана и соленоида, один конец ленты жестко соединен с гильзой голени, а другой прикреплен к сердечнику соленоида. На обмотку соленоида 12 от системы, контактный датчик 24, источник 25 питания, электронный усилитель 26 подается импульс тока. При этом сердечник 11 вытягивается в соленоид 12 и натягивает соединенную с ним ленту 6 (одновременно импульс тока пропускается и по токопроводящей обмотке 19, расположенной внутри барабана 5). Происходит затягивание стальной ленты 6 вокруг поверхности барабана 5, что обуславливает надежную фиксацию гильзы 2 голени относительно приемной гильзы 1 бедра при определенном угловом положении между гильзами 1 бедра и 2 голени. При отключении импульса тока от обмоток 19 и соленоида 12 происходит расфиксация коленного механизма.



Using TRIZ tools: S-CURVE Analysis, Su-Field Analysis, TRIZ principles

12 ПАТЕНТ № 1268149 22.02,84

Способ определения мгновенного центра вращения коленного сустава

Изобретение относится к биомеханике и может быть использовано в травматологии и протезостроении. Цель изобретения - упрощение способа за счет проецирования на экран изображения с позитивной пленки в когерентном свете. По обе стороны от коленного сустава на бедро и голень наклеивают точечные источники света. Поворачивают голень относительно бедра. При этом точечные источники света описывают кривые, которые фотографируют. Изображение уменьшают на позитивной пленке. Эту пленку освещают плоской волной когерентного света. На экране получают дифракционные полосы. Точка пересечения дифракционных лучей является проекцией мгновенных центров вращения коленного сустава. Определяют положение мгновенного центра вращения сустава при неподвижном бедре. Съемку движения источников света производят в темноте, открыв затвор фотокамеры на время сгибания сустава. Позитивное изображение получают в два этапа с последовательным уменьшением на фотокамере и фотошампе, используя фотопластинки высокого разрешения. Размеры изображений траекторий движения точечных источников света до уменьшения были следующие: $d_x=1$ мм, $x=80$ мм.

Освещение осуществляют когерентным источником света с $\lambda=0,63,10$ мкм. Предлагаемый способ дает возможность определить положение мгновенного центра вращения коленного сустава непосредственно проецируя на экран изображения с позитивной пленки в когерентном свете. Это позволяет исключить сложные построения.

Using TRIZ tools: S-CURVE Analysis, Su-Field Analysis, Physical effects, TRIZ principles

13 ПАТЕНТ № 1338856 29.12.85

Искусственная стопа

Искусственная стопа содержит щиколотку 1, ось 2 голеностопного шарнира, переднюю часть 3 каркаса и заднюю часть 4 каркаса стопы. Передняя

3 и задняя 4 части искусственной стопы состоят из двух частей 5, 6 и 7, 8 соответственно. В нижней части каркаса под передней 3 и задней 4 частями расположена эластичная нижняя поверхность 9, армированная нитями.

Части 5 и 6 каркаса могут перемещаться в плоскости, расположенной перпендикулярно оси 2 голеностопного шарнира (в сагиттальной плоскости).

Каркас, состоящий из частей 5 и 6, вместе с эластичной нижней поверхностью 9 залит пенополиуретаном 10. Между щиколоткой 1 и верхними наружными частями 5 и 6 каркаса установлены амортизаторы 11 и 12 соответственно.

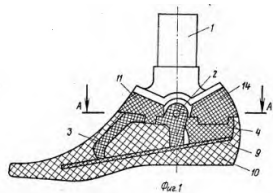
Искусственная стопа функционирует следующим образом.

В начале опорного периода шага при наступании на пяточный отдел стопы, состоящий из задних частей 7 и 8 каркаса, возникает супинационный момент, при этом задняя внутренняя часть 8 каркаса поворачивается относительно оси 2 голеностопного шарнира и деформируется амортизатор 14 заднего толчка стопы. При дальнейшем перекате через пятку возникает пронационный момент, при этом задняя наружная часть каркаса поворачивается относительно оси 2 голеностопного шарнира и деформируется амортизатор

13 заднего отдела стопы. При перекате через передний отдел стопы передняя наружная часть 6 каркаса поворачивается относительно оси 2 голеностопного шарнира и амортизатор 12

деформируется. При дальнейшем перекате через передний отдел стопы возникает супинационный момент, передняя

5 внутренняя часть 5 каркаса поворачивается относительно оси голеностопного шарнира и происходит деформация амортизатора 11. Пенополиуретан, заполняющий клиновидный разрез между передней частью 3 каркаса и задней частью 4, при действии вертикальной нагрузки на стопу выполняет роль упругого элемента, имитирующего работу свода стопы. Благодаря этому повышается функциональность искусственной стопы и улучшаются биомеханические характеристики ходьбы на протезе.

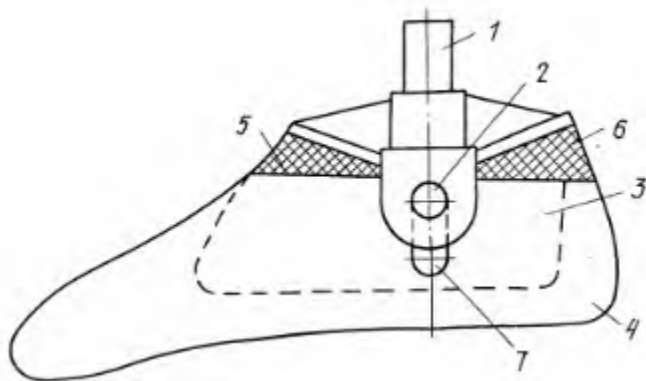


Using TRIZ tools: S-CURVE Analysis, Su-Field Analysis, TRIZ principles

14 ПАТЕНТ № 1410970 07.07.86

Голеностопный узел

Изобретение относится к медицине, точнее к протезированию и протезостроению. Цель изобретения - обеспечение центральной амортизации и боковой подвижности в фазе опоры при ходьбе. Для этого используют голеностопный узел, содержащий щиколотку 1, соединенную через ось 2 голеностопного шарнира с каркасом 3 стопы 4, расположенным внутри нее, передний 5 и задний 6 амортизаторы. Ось 2 находится в вертикальном пазу 7 каркаса стопы. При нагружении стопы ось идет вниз по пазу и осуществляется деформация амортизаторов. Для предотвращения удара оси о нижнюю часть паза его длина не превышает высоты каркаса.



Using TRIZ tools: S-CURVE Analysis, Su-Field Analysis, TRIZ principles

3. Copies of articles and reviews on practical use of candidate's inventions, results of innovation projects, in which the candidate was actively involved
(including implemented products and technologies, obtained economic effect, etc.)

Dr. Boris Farber

for the TRIZ Master Degree

for outstanding achievements in the field of practical application of TRIZ

Two cases study: 1. Artificial foot

2. Knee unit for Lower Limb for prosthetics

WHY A FOOT ?-“The human foot is a masterpiece of engineering and a work of art.” Leonardo da Vinci



6. Genrich Altshuller' publication, 1956



5. Mikhail Kalashnikov on a cover of "Sovetskij voin" 1949



4. Goryunov machine gun SG-43



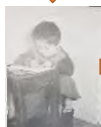
3. 14th Separate Marine Corps Brigade Pacific Ocean Fleet Kamchatka 1949



2. Leonardo da Vinci Books (Academia 1932)



1. Slavin Farber- Marine Lieutenant, 1949



7. Me



8. Da Vinci Legacy ("The human foot is a masterpiece of engineering and a work of art.")



9. Studying TRIZ+da Vinci Legacy+ Foundation of Sciences

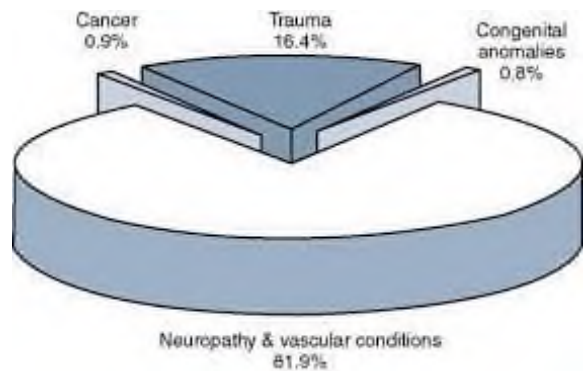
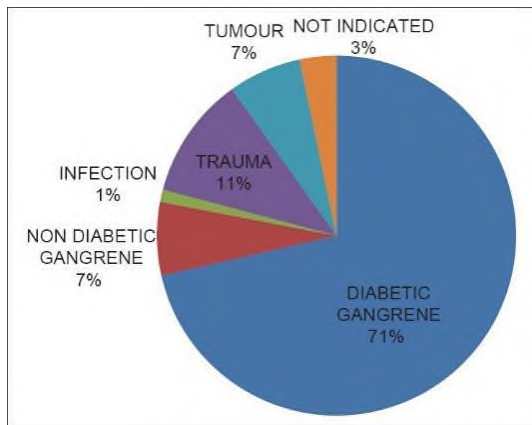


10. Post graduate School at Central Research Institute of Prosthetics (CNIIPP)- Head Institute in USSR domain

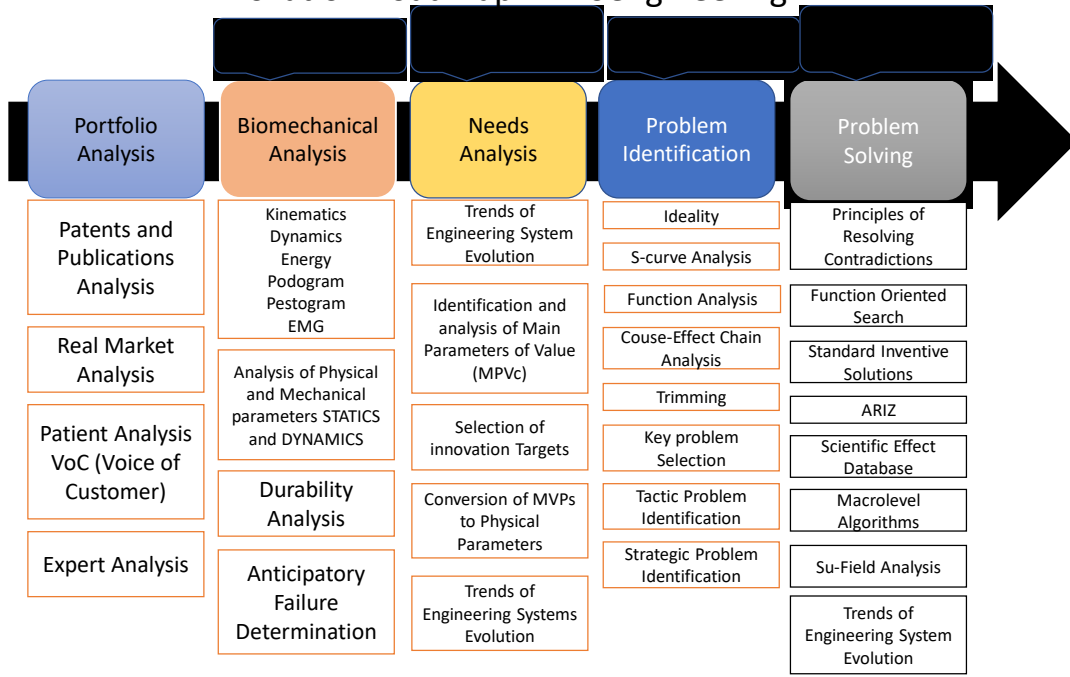
Part1. Artificial Foot (IDEALITY , includes Symmetry)



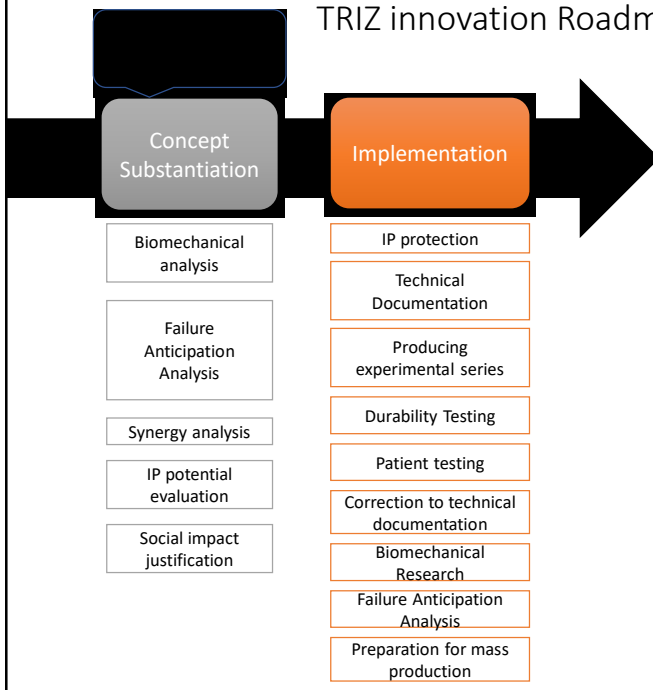
Cause of Amputations



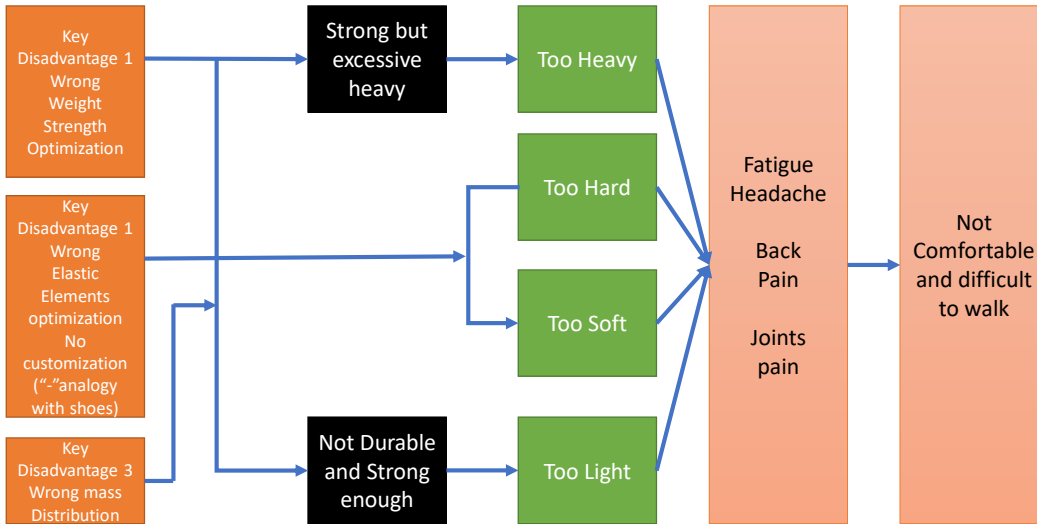
TRIZ innovation Roadmap in Bioengineering



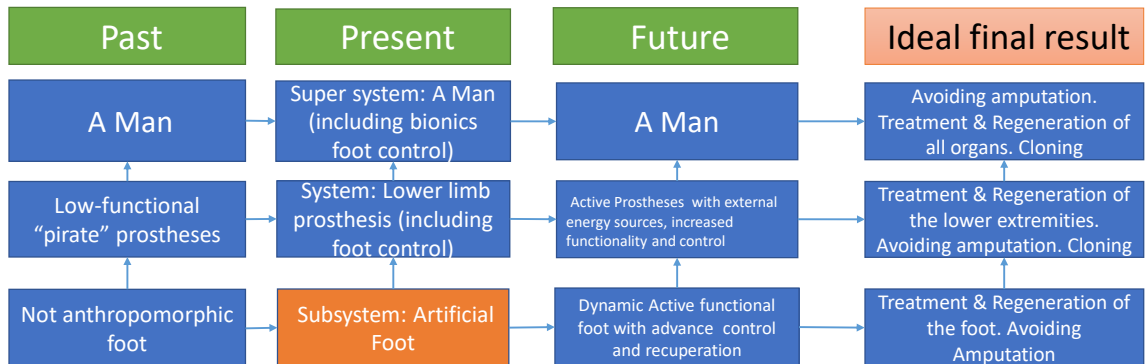
TRIZ innovation Roadmap in Bioengineering (continue)



Cause-Effect Chains Analysis for Artificial Foot Design



System Operator for Artificial Foot Design



PROBLEMS to solve for new ARTIFICIAL FOOT design

- 1. Customize foot by patient's weight and activity, rationalize mass distribution.
- 2. Increase strength and durability foot.
- 3. Design tools for measurement foot elasticity parameters.
- 4. Customize parameters viscosity, based on mass of a patient and parameters of gait, increase shock absorbing .
- 5. Consider IDEALITY solutions which are based on symmetry of Prosthetics and Intact Leg, and minimum energy cost
- 6. Find out how nature use resources "vibration" and apply TRIZ principle #20 continuity of useful action (analogy with G. Golovchenko approach).
- 7. Consider a System Operator and functional-oriented approach to solve supplementary problems.

Main Feet on a Market starting point of my researches

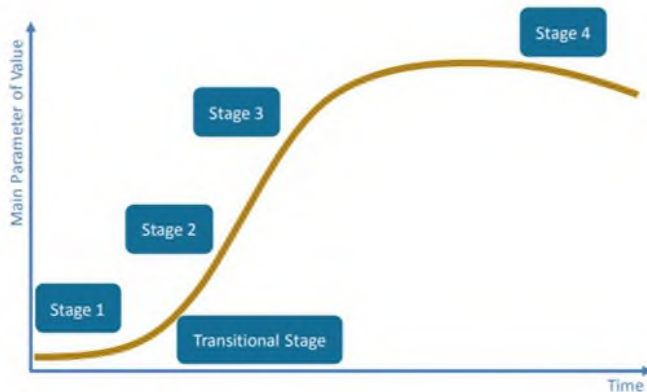


1. Rubber Reutov Foot
2. Polyurethane Reutov Foot
3. SACH Foot (Solid Ankle, Cushioned Heel (SACH))
4. Foot with metal frame and central rubber (MMZ Semashko)

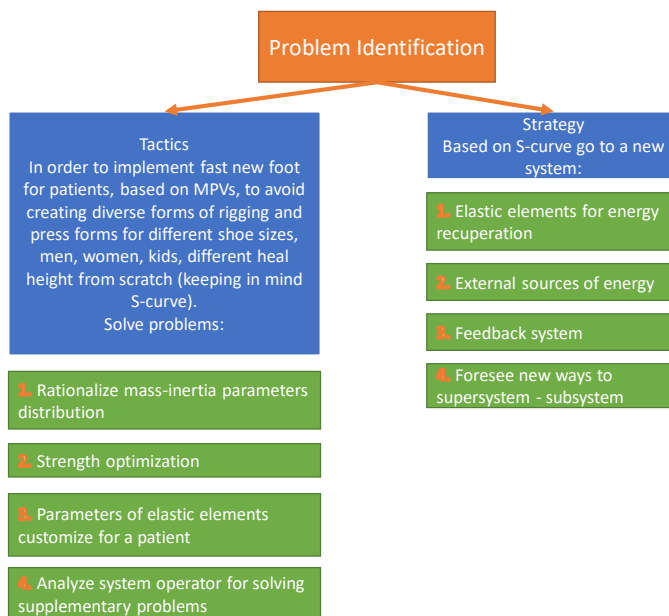
Trends of Engineering System Evolution(TESE)

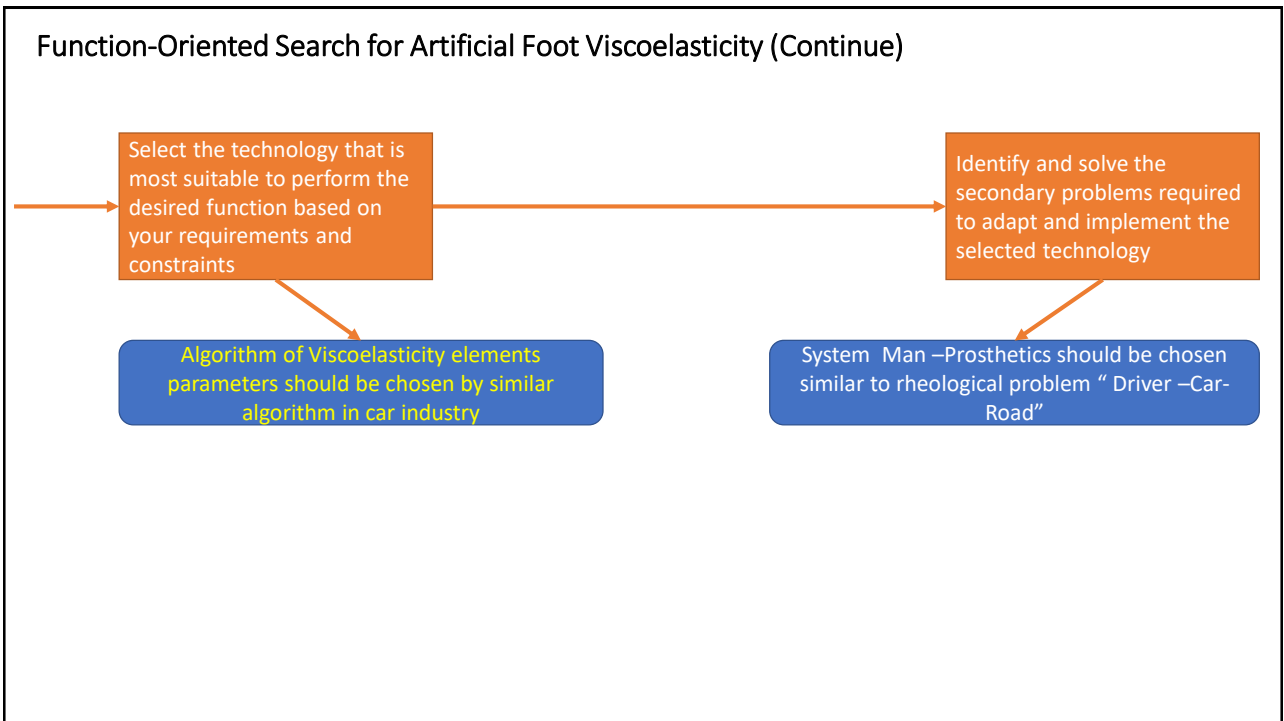
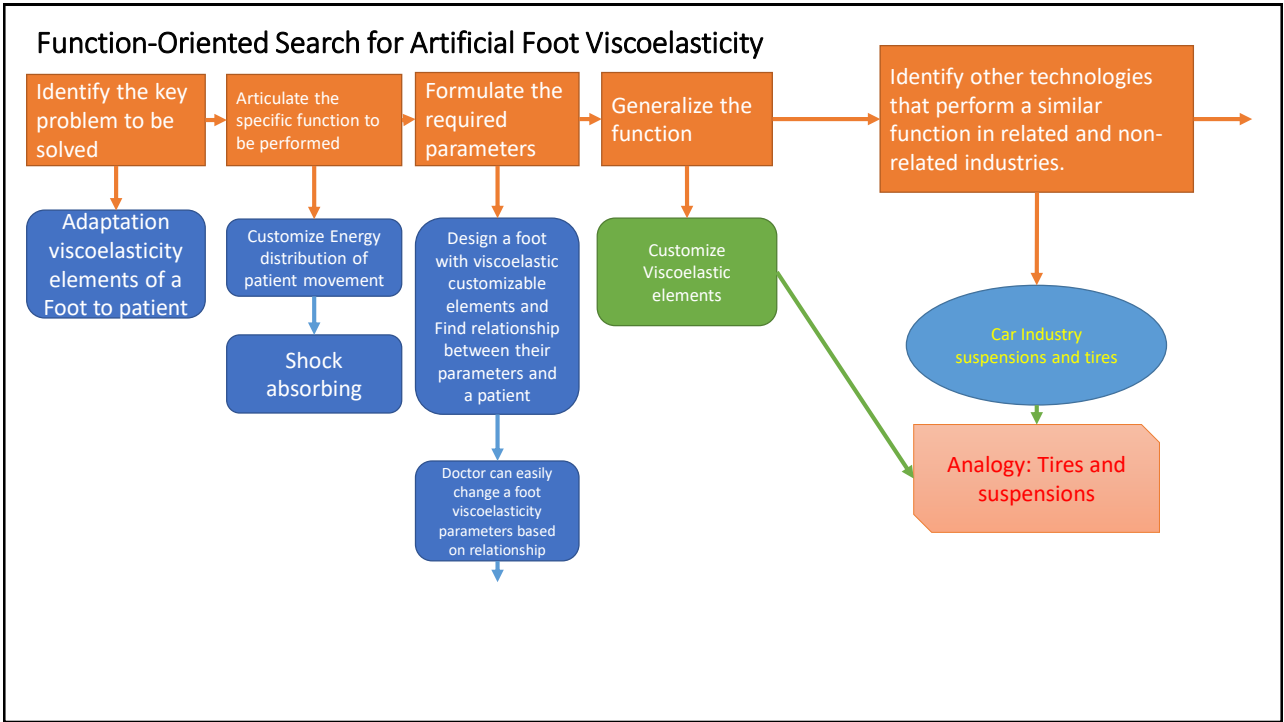
Lyubomirsky A., et. al.

“At the second stage, the recommendation is to optimize rather than resolve contradictions because resolving contradictions takes time and you should not spend time on large- scale improvements when the engineering system is generating profits. Lower-level Improvements that can be made quickly are more effective during this dynamic stage.”

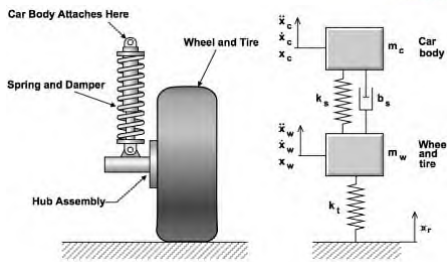
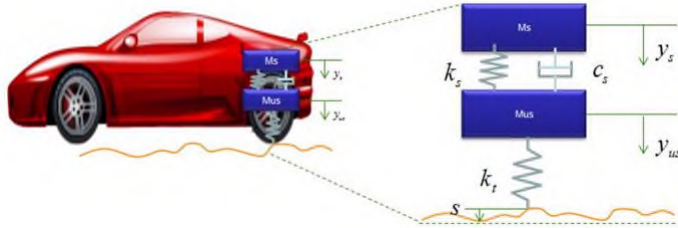


Tactics & Strategy for Foot design Problem Identification

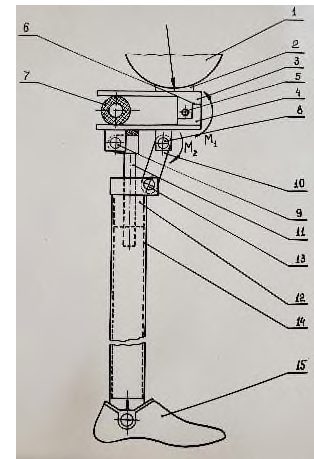
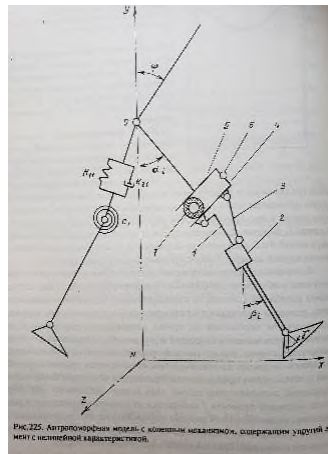
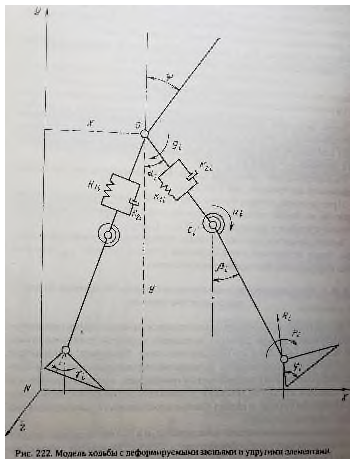




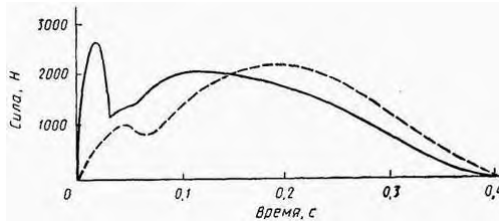
Functional Analogy between shoes, feet and a car suspension with variable stiffness and damping force for automotive applications



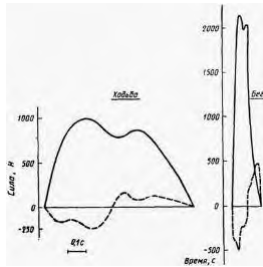
Functional Analogy between shoes, feet and a car suspension with variable stiffness and damping force for automotive applications



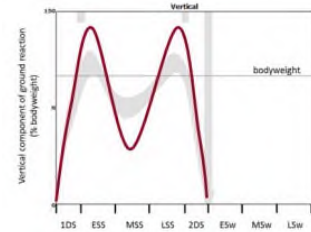
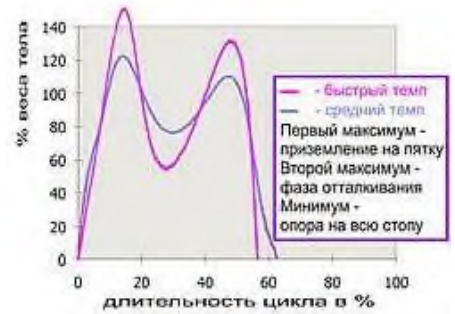
Vertical component of ground reaction as a function of patient mass



Динамограмма бега трусцой по жесткому (сплошная линия) и мягкому (пунктир) покрытию (по Nigg, Denoth)



Вертикальная (сплошная линия) и горизонтальная (пунктир) составляющие силы действия на опору в обычной ходьбе и спринтерском беге (по М. А. Каймин, В. В. Тюпе)



Measurement of patient accelerogram and pestogram at different levels

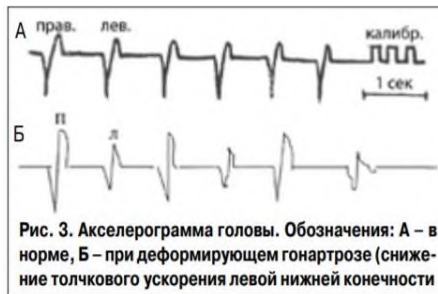
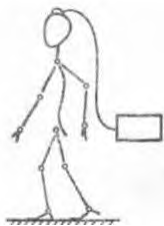


Рис. 3. Акселерограмма головы. Обозначения: А – в норме, Б – при деформирующем гонартрозе (снижение толчкового ускорения левой нижней конечности)

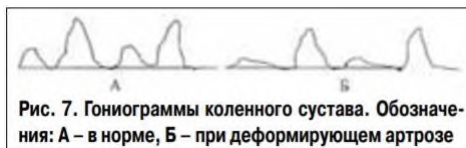
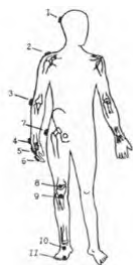


Рис. 7. Гониограммы коленного сустава. Обозначения: А – в норме, Б – при деформирующем артрозе

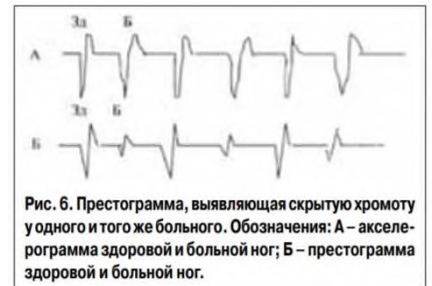
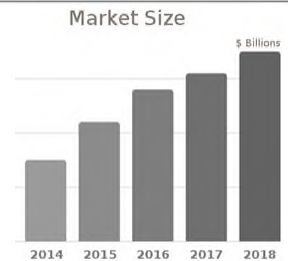


Рис. 6. Пестограмма, выявляющая скрытую хромоту у одного и того же больного. Обозначения: А – акселерограмма здоровой и больной ног; Б – пестограмма здоровой и больной ног.



Farber B. et al., **Biomechanical basis of choosing the rational mass and its distribution throughout the lower limb prosthesis segments**

• Journal of Rehabilitation Research and Development Vol . 32 No. 4, November 1995 Pages 325-336

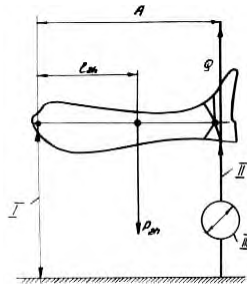


Figure 2. Scheme of a device for determining the position of a center of mass of a chain.

Figure 7. Mass-inertial characteristics of a complex chain shank "→ foot + footwear" for BK prosthesis. P_2 is the mass as a percentage of the human body mass; static radius l_2 and inertial radius are expressed as a percentage of the distance "knee-floor" L_2 . On the X-coordinate is the frontal displacement of the total center of masses (TCM) related to the man's height. I-Genui stump; II-long stump; III-border of lower and middle third of a hip; IV-half of a hip; V-border of middle and upper third of a hip.

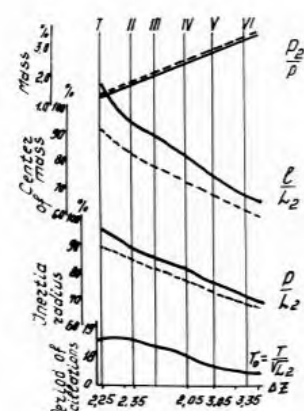
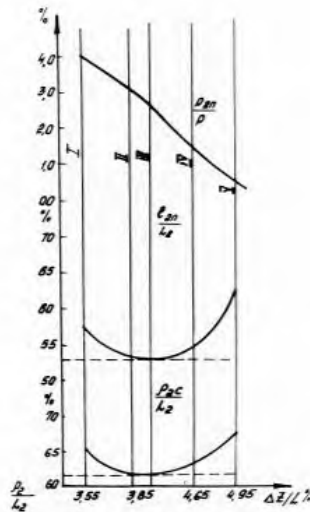
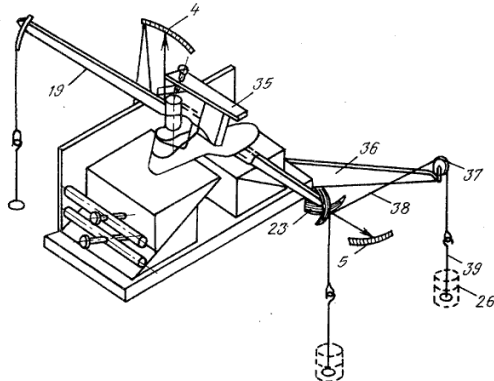


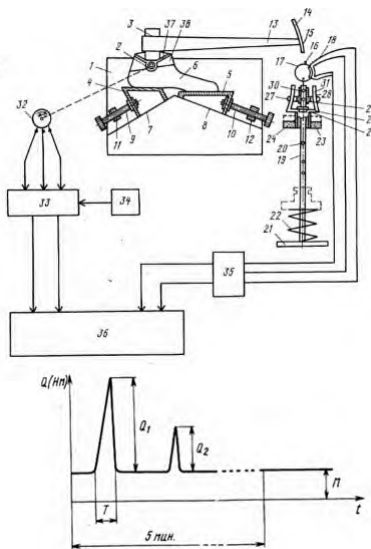
Figure 8. Mass-inertial characteristics of a complex chain shank "→ foot + footwear" for BK prosthesis. I-Pirogov stump; II-long stump; III-border of middle and lower third of a shank; IV-half of a shank; V-border of middle and upper third of a shank; VI-short BK residual limb.

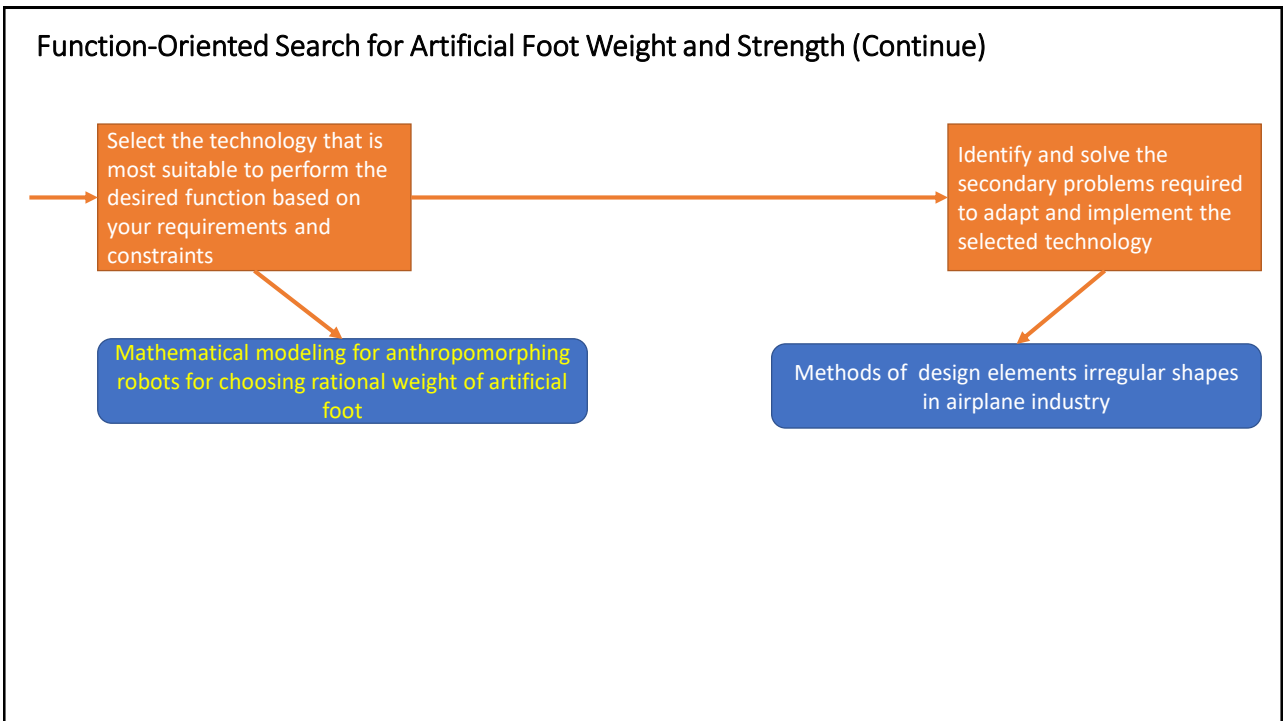
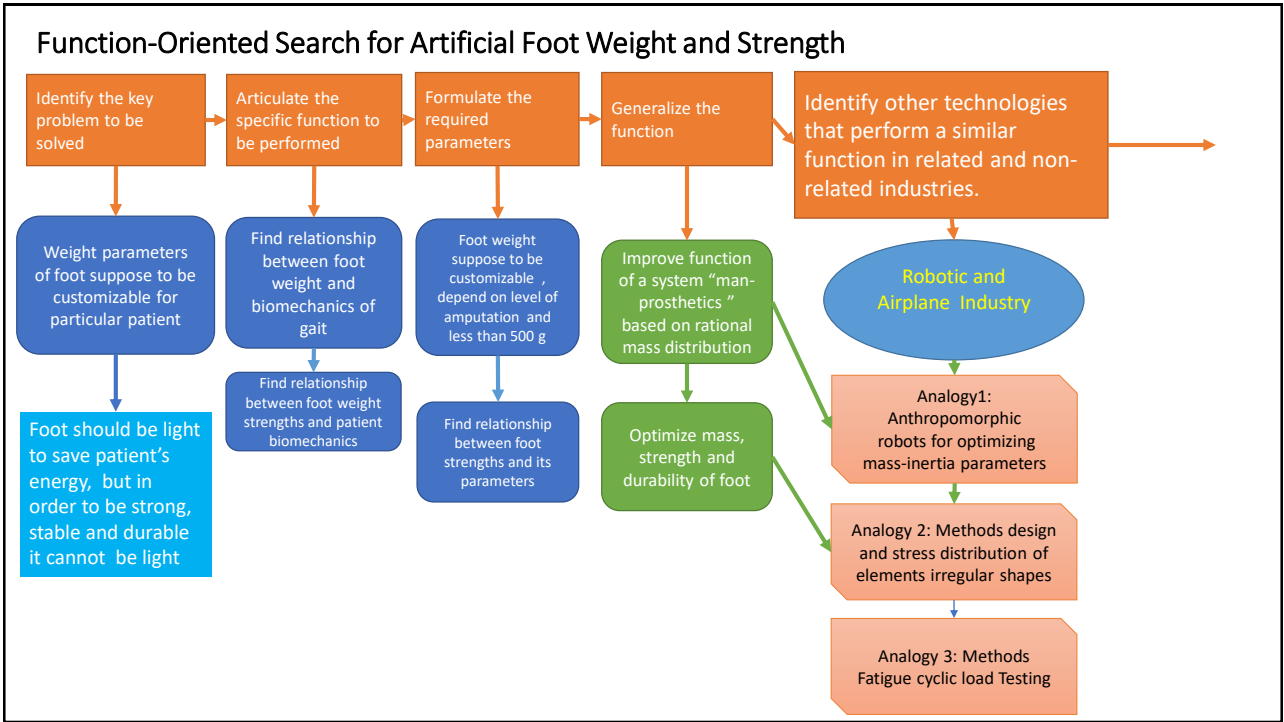
Farber B. et al., **Static System for 3-D Foot Research, Patent # 1398857 & Evolution Toward Increased Dynamism TRIZ Principle #15. Dynamicity**
 Farber B. et al., **Dynamic System for 3-D Foot Research Patent # 1442208**

1398857



1442208





Farber B. et al., Photo elasticity for Foot Studies

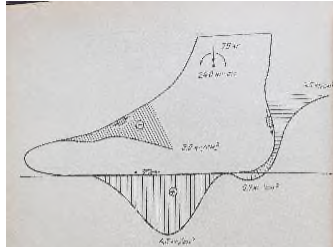
Farber B. et al., Finite Elements for Foot Studies



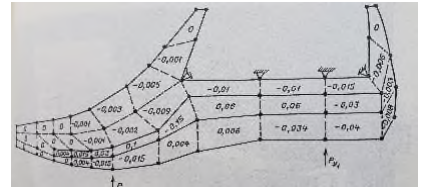
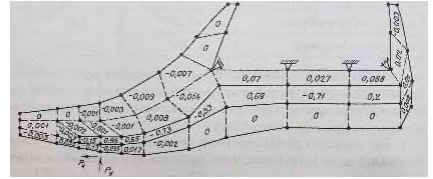
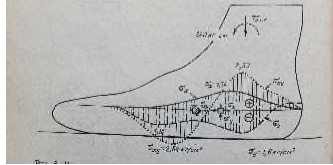
1. Модель стопы из упругого оптически чувствительного материала.



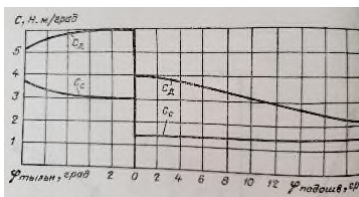
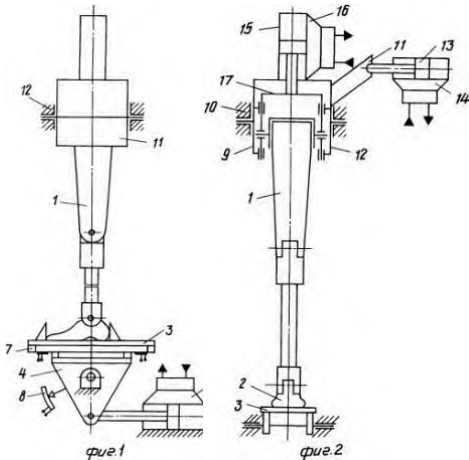
2. Картина дифференциальных напряжений в модели эластичной стопы.



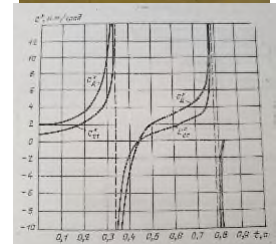
3. Расчеты методом конечных элементов для модели эластичной стопы.



Farber B. et al., Device for Lower Limb Prosthetics Fatigue cyclic load Testing Patent #2039537

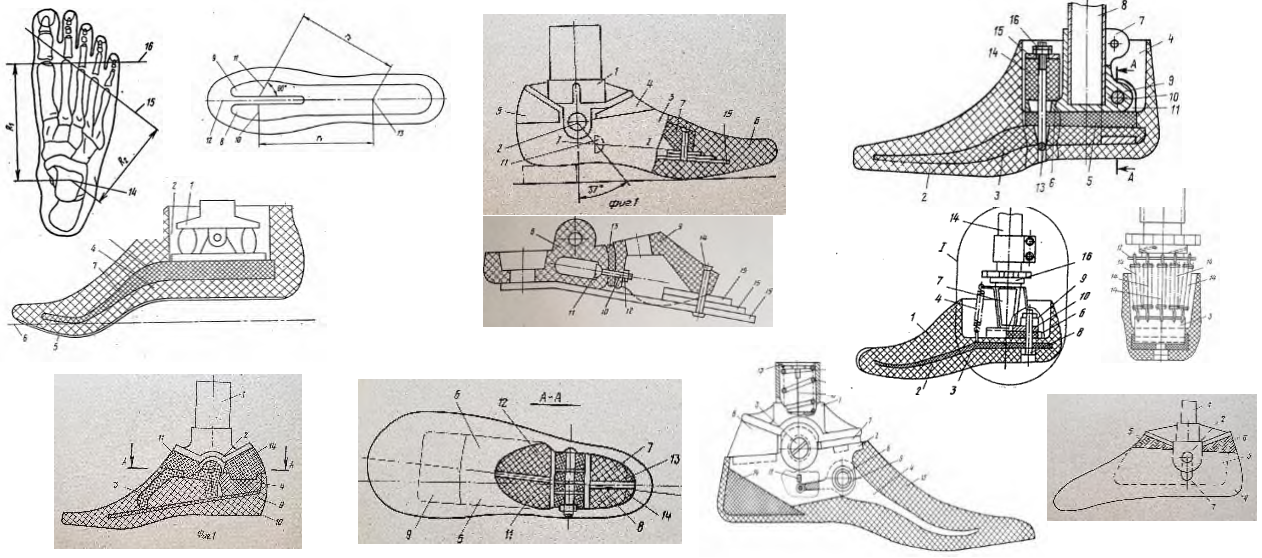


5. Графики значений статической и динамической жесткости в диапазоне выходя и возвращающ...



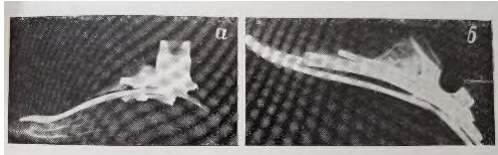
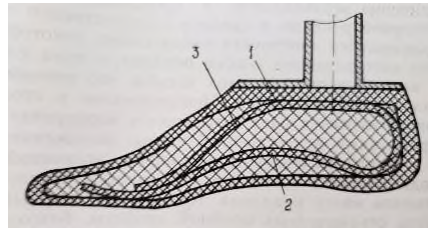
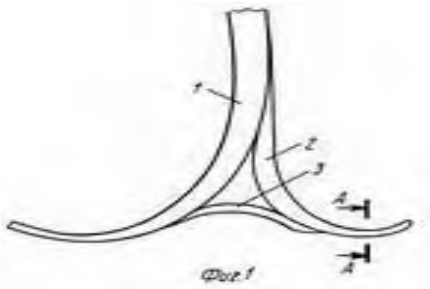
Evolution Toward Increased Dynamism and Controllability

TRIZ Principle #40. Composite materials Farber B. et al., Artificial Foot, Eight Patents: #1498490, # 1454450, # 1338856, # 1761136, # 1410970, # 1600759, # 1409258, TRIZ Principles #14. Spheroidal # 2012285

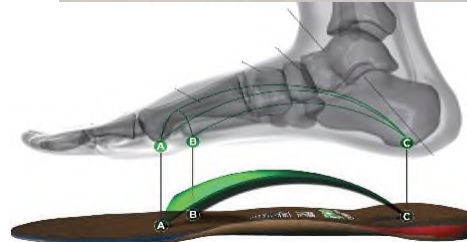
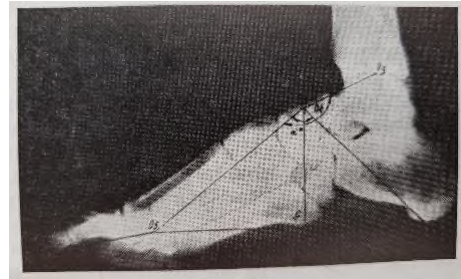
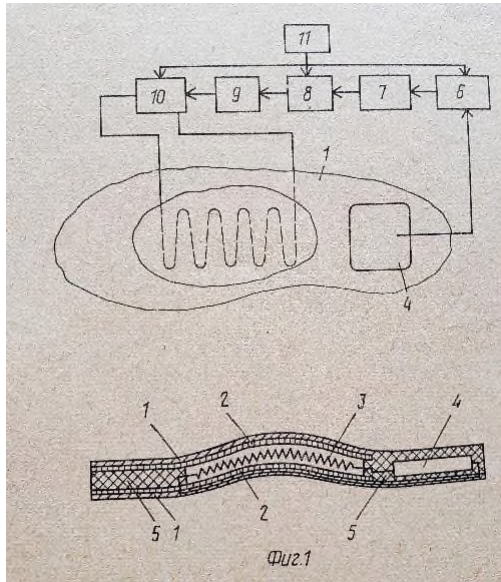


TRIZ Principle #40. Composite materials

Farber B. et al., Lower Limb foot model with arch and elastic element Patent #2 088 180, study a foot arch



Function-oriented approach for different object . Farber B. et al., Patent # 1570723
 Orthopedic insole to support the arch of the foot with effect of memory form
 Farber B. et al., Foot arch Studies



Farber B. et al., An approach to high quality prosthetics through biomechanical data analysis of motion defects. - In: Second World Congress of Biomechanics. Amsterdam, The Netherlands, 1994, v.1, p.285.

Anticipatory Failure Determination 1 (AFD 1) in studying lower limbs prosthetics applying "wrong" elasticity

Anticipatory Failure Determination 2 (AFD2)-anesthesia of the foot with Novocain and study Biomechanics

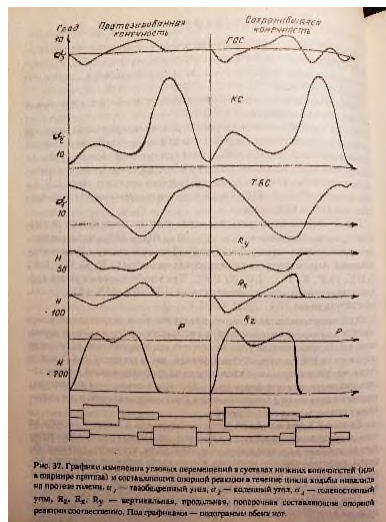
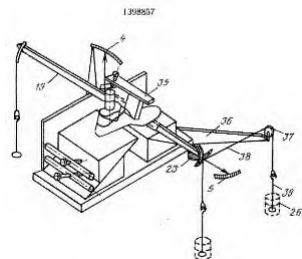
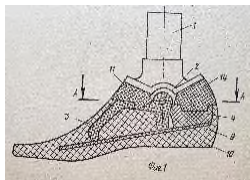
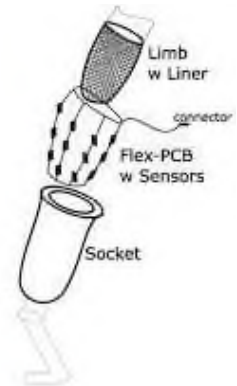


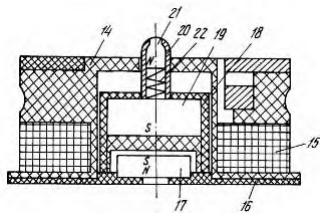
Рис. 37. Графики изменения угловых перемещений в суставах нижних конечностей (или в парном суставе) и составляющие опорной реакции в течение цикла ходьбы (находясь на ровном месте). ψ_x — тазобедренный угол, ψ_y — коленный угол, ψ_z — голеностопный угол, R_x , R_y — вертикальная, продольная, поперечная составляющие опорной реакции соответственно. Под графиками — остограммы обеих ног.



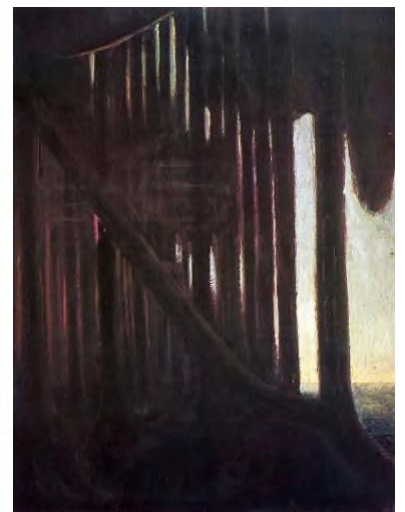
After studying a subsystem-artificial foot I moved to a Super System - a MAN (Foot Control)



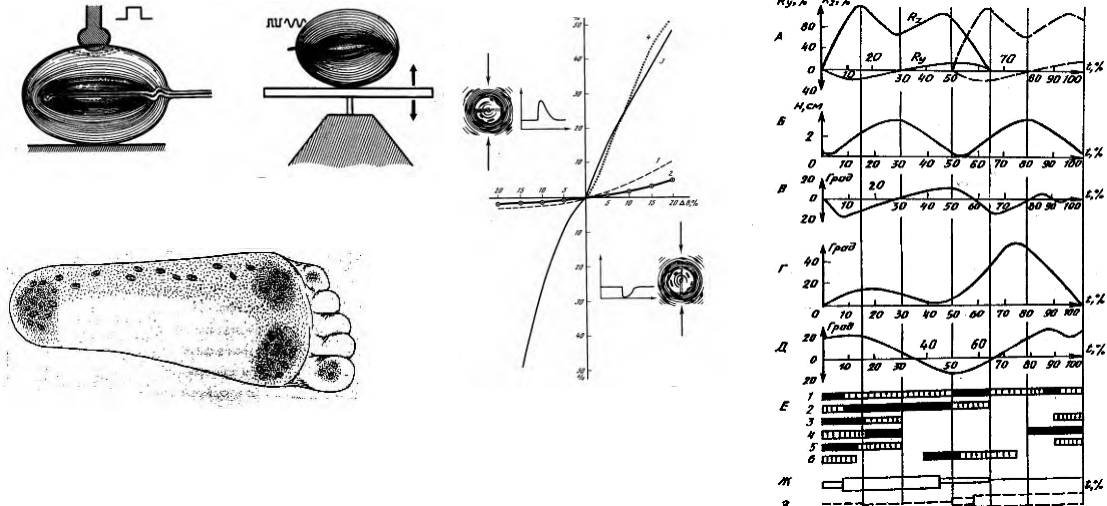
Pressure sensor numbering



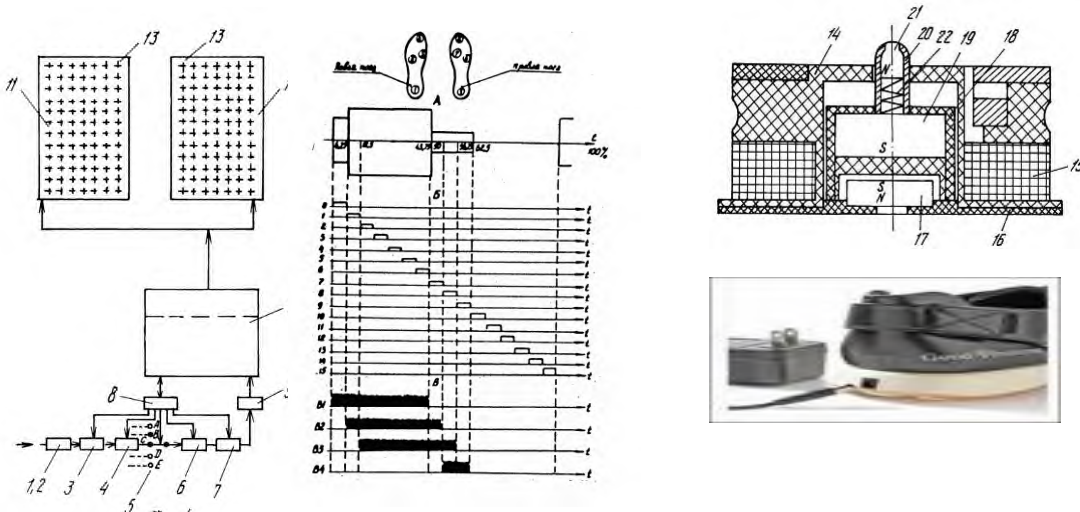
**Analogy with Music of Forest (Rustle of the Forest M.K.Ciurlionis) 1903
-vibro tactile contact a foot with ground nature uses for supersystem control**



Function-Oriented application for patients after strokes and heart attack: Vater-Pacini corpuscle. Nerve Parameters as a function of pressure & ground reactions

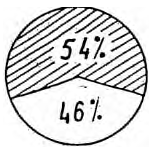
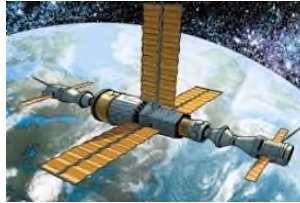
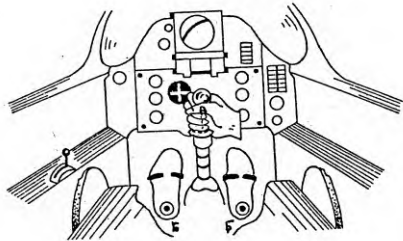


TRIZ Principles #23. Feedback and #18. Mechanical vibration. Farber B. et al., Technology of imitation of walking and running for the rehabilitation of patients with various movement disorders Patent # 2082378 Time diagram of vibrator control in Vibro Scanner.



TRIZ Principles #18. Mechanical vibration

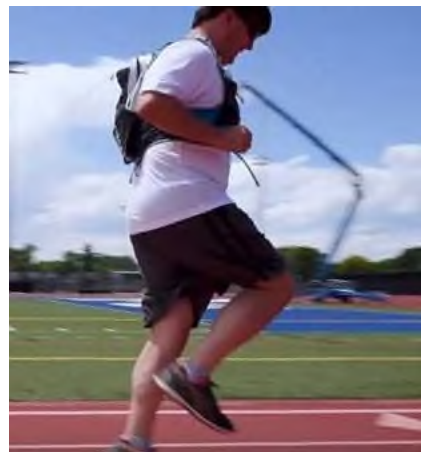
Farber B. et al., Transport Control (Pilot Cabin with Vibro tactile sensors) Patent # 2100224
 Relative time for visual and vibro tactile sensors reaction. From Earth to Space: Spacemen
 Sensitivity after flying in spaceship "Saliut-6" (and others) and using vibroscanner



Изменение энергетической чувствительности после космических полетов
 КОСМОНАВТЫ

Область измерения	Б-й (к)	И-в (д)	Иен (к)	К-к (д)	Л-в (д)	Р-н (д)	Т-о (к)
Стопа	+10	+6	+6	+2	+2	+3	-3
Пятка	+6	+3	+3	+3	+6	+3	+2

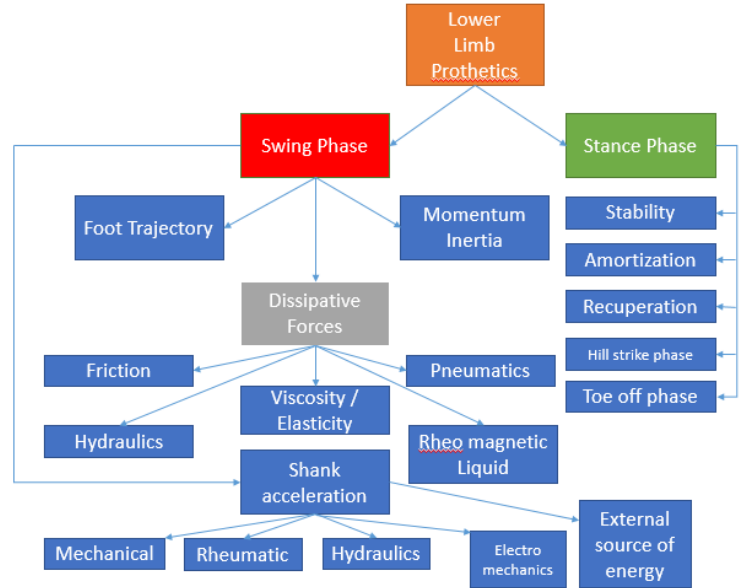
Functional-oriented application for different fields: TRIZ Principle#
 23.Fedback #18.Mechanical vibration Blind-Mute-Deaf people
 running without non blind assistant, based on our "vibro" solution



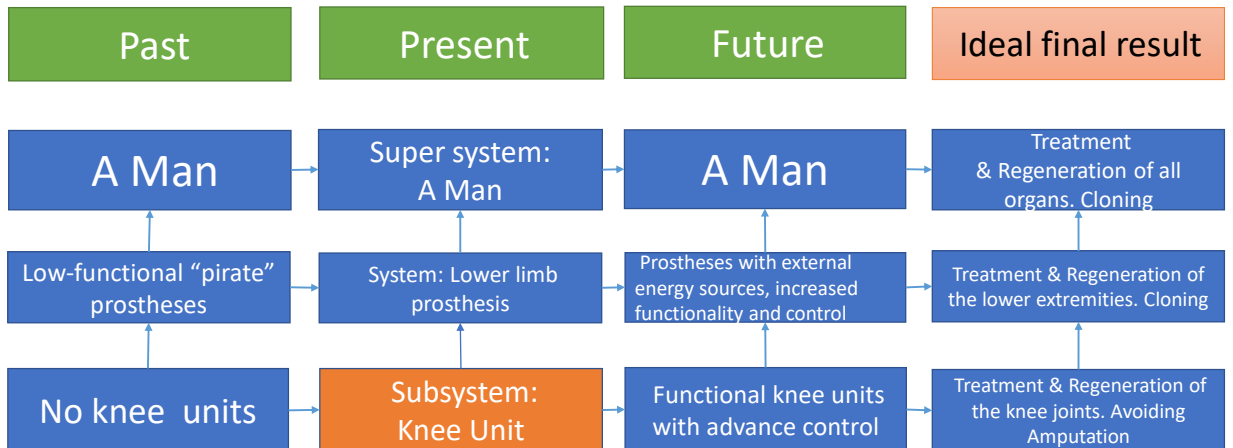
PART 2 KNEE UNITS

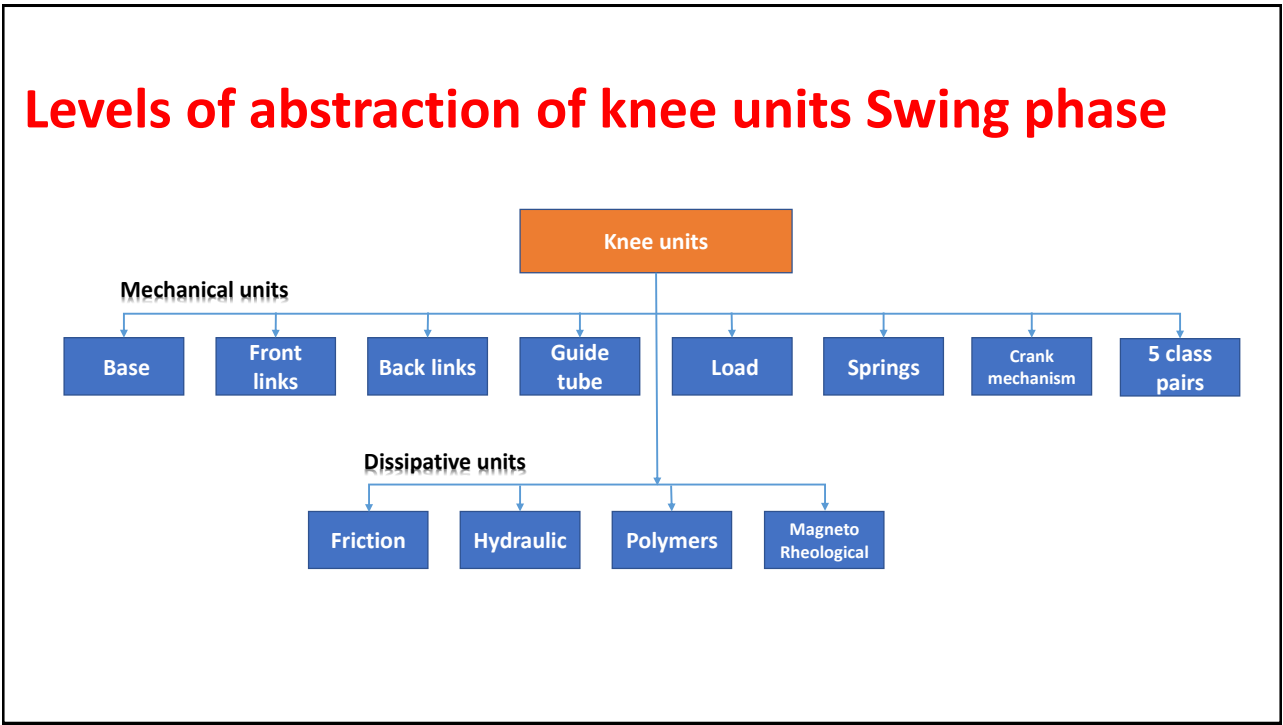
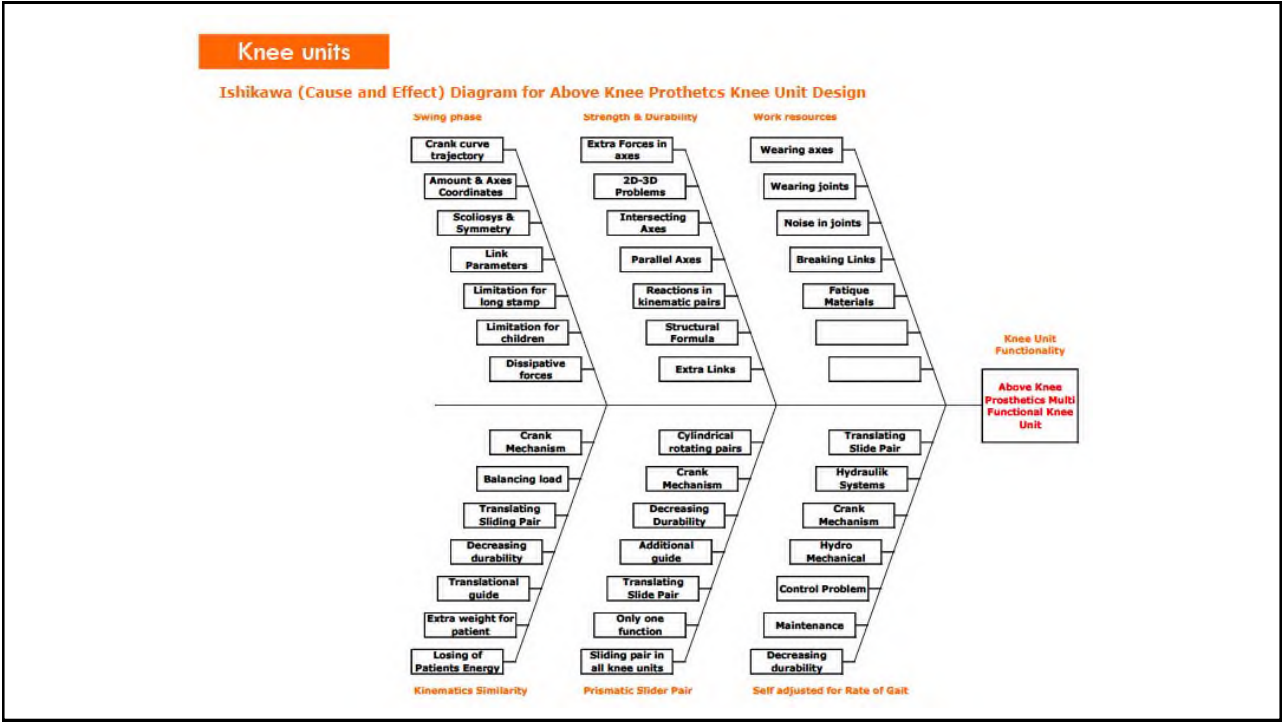


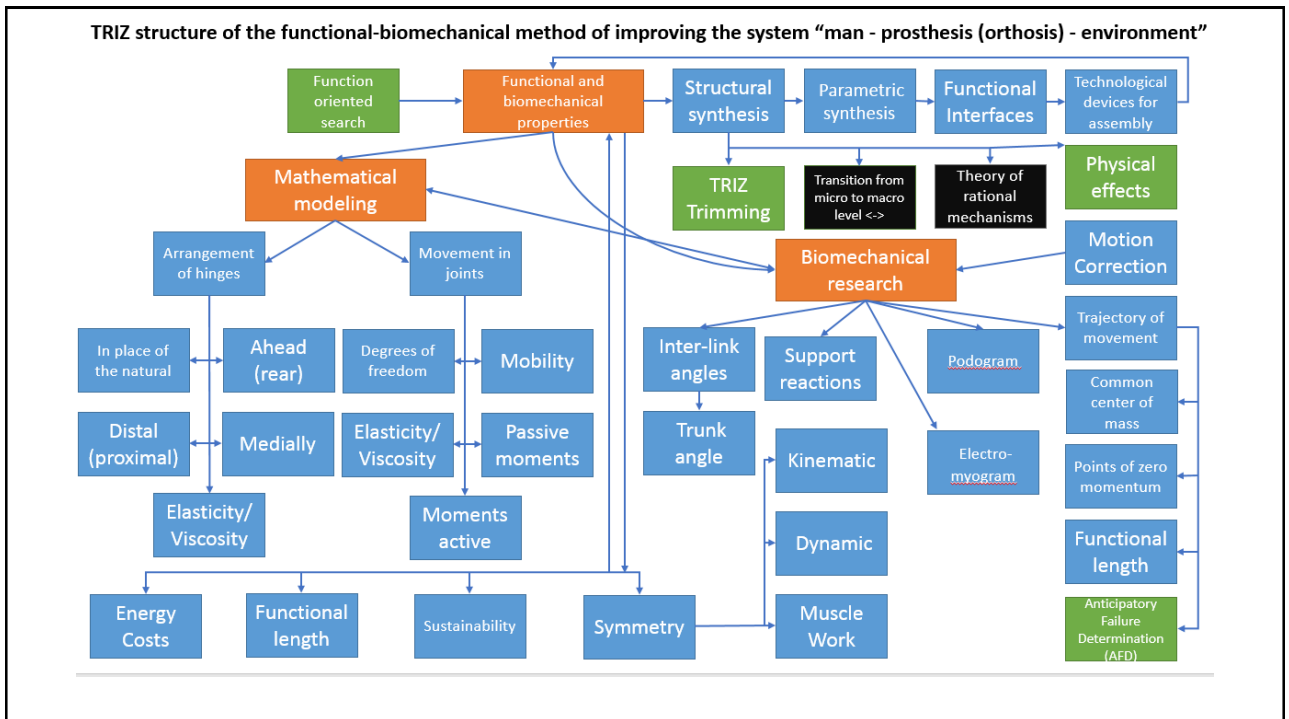
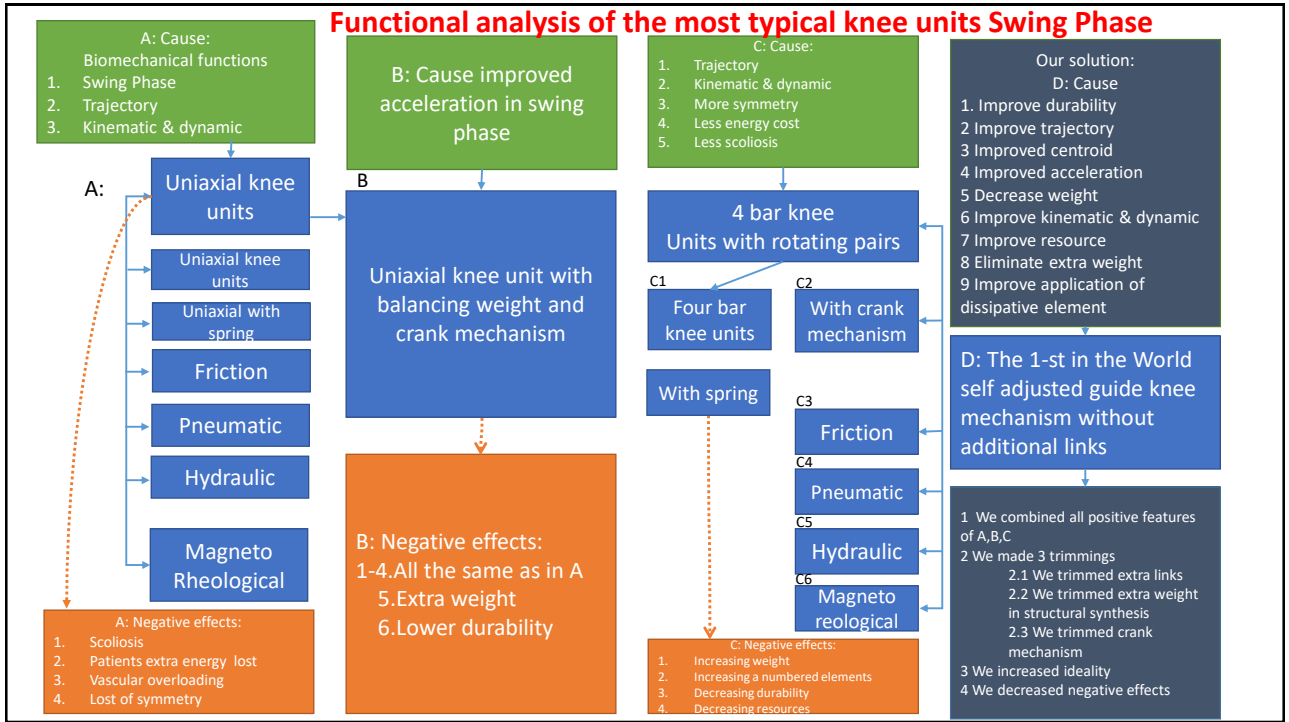
KNEE UNITS CLASSIFICATION



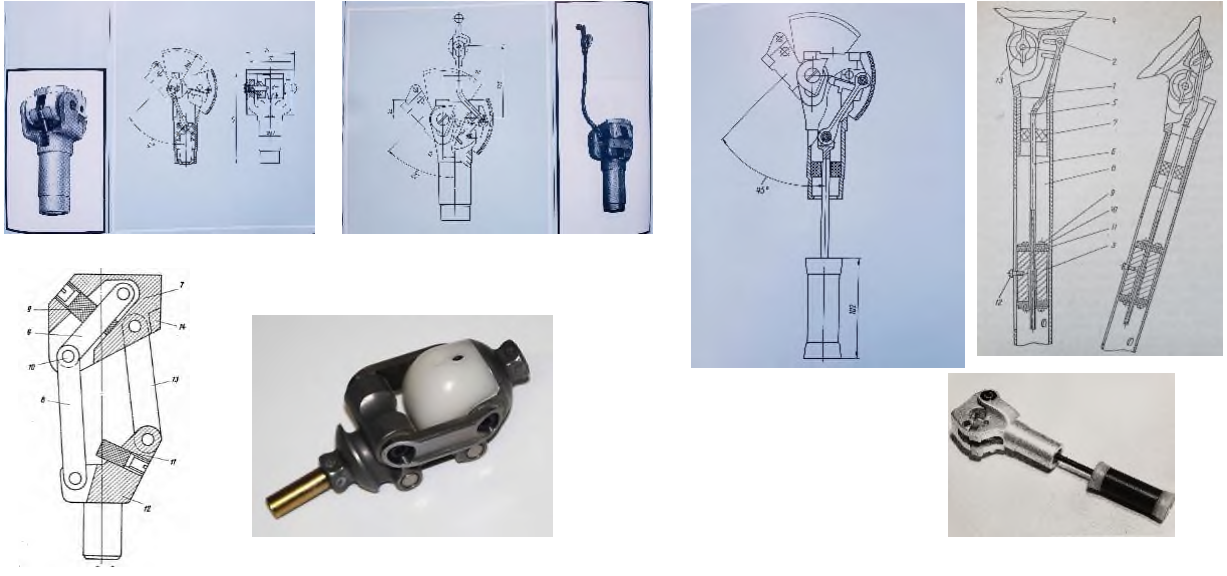
System Operator for Above Knee Prosthetics Unit Design Swing phase







Main Market Knee Units before beginning of my researches 1.Uniaxial Knee Units, 2.Uniaxial Knee Units with Lock 3.Uniaxial knee unit with extra balancing load weight 4,5 4 bar knee units



Trends of Engineering System Evolution (TESE)

Lyubomirsky A., et. al.

“At stage 3 cost reduction is the first recommendation for the near- and medium-term. That is why the TRIZ-tool of trimming can be beneficial in this stage. Radical trimming, integrating alternative systems, and transitioning to the supersystem can be good recipes for changing the principle of operation. Jumping to another S-curve for the same MPV is usually considered to be radical innovation.”

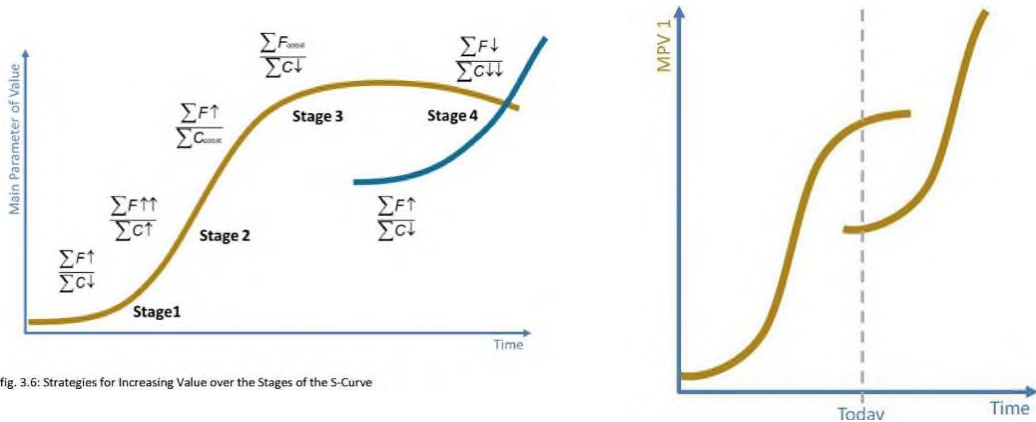
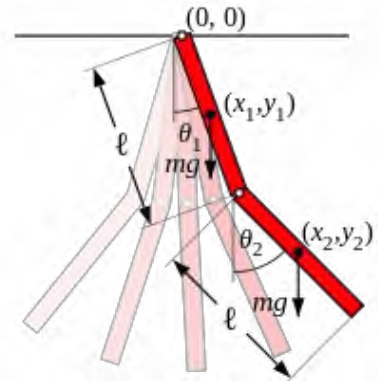
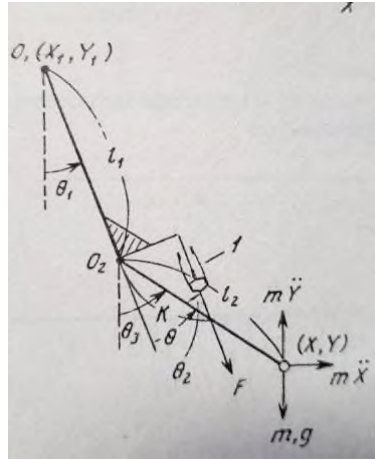
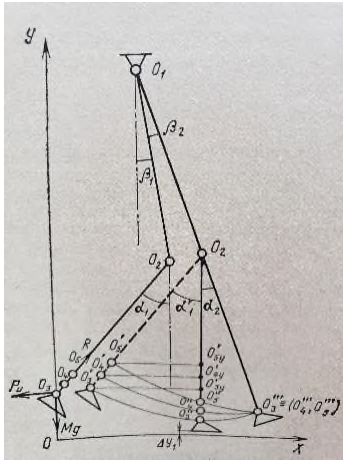
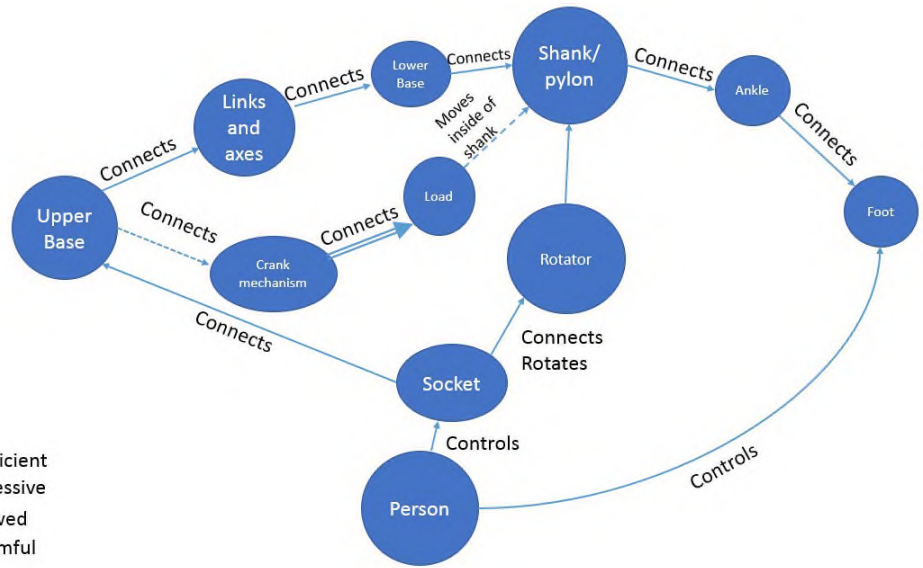


fig. 3.6: Strategies for Increasing Value over the Stages of the S-Curve

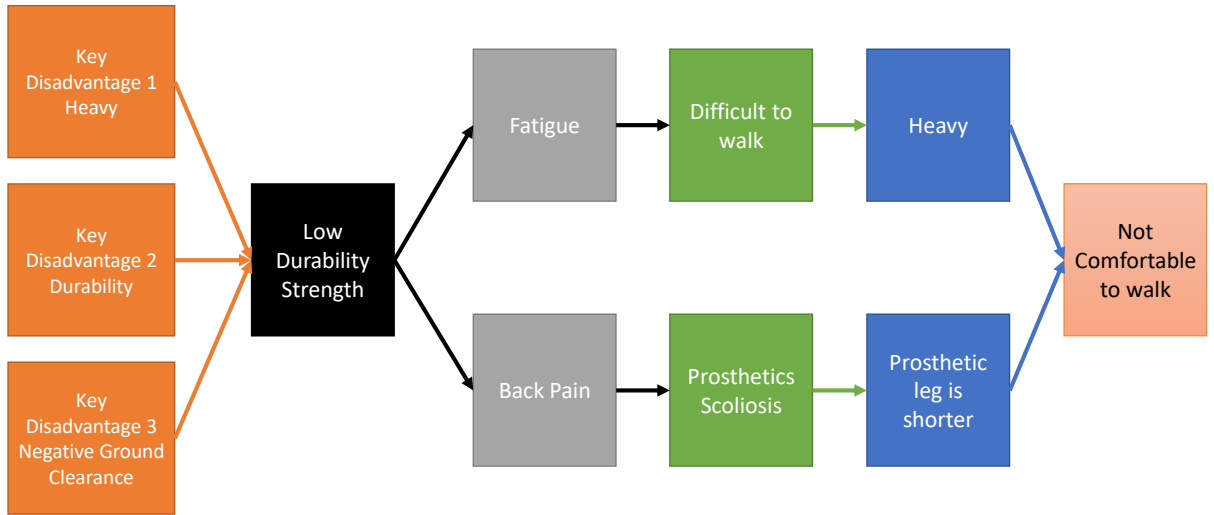
Swing phase 2 links pendulum



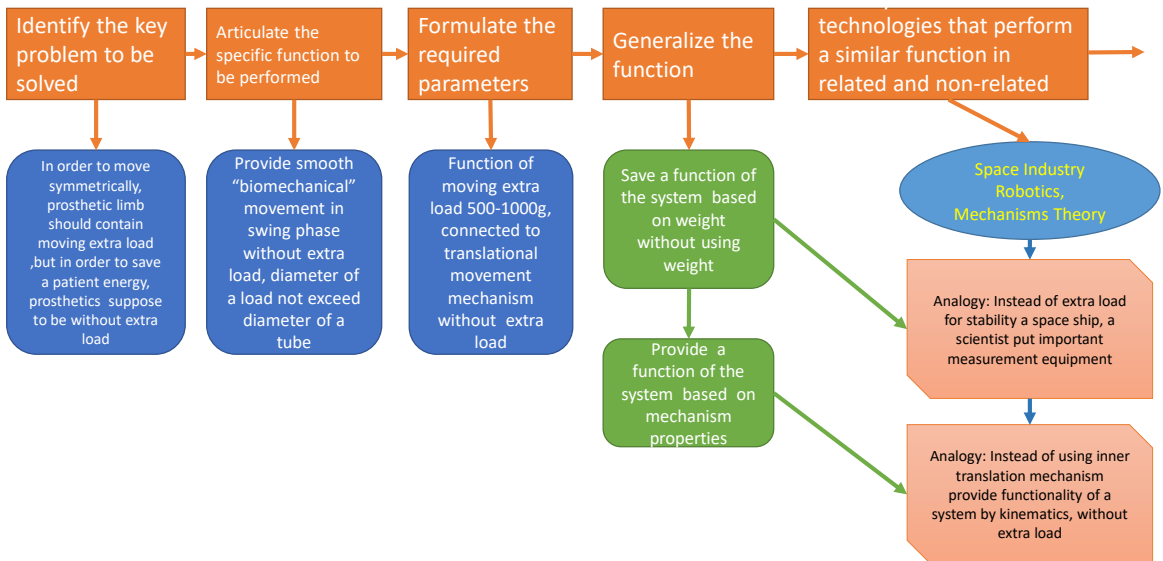
Function System Diagram of Knee Unit With Crank Mechanism and Load and Trimming



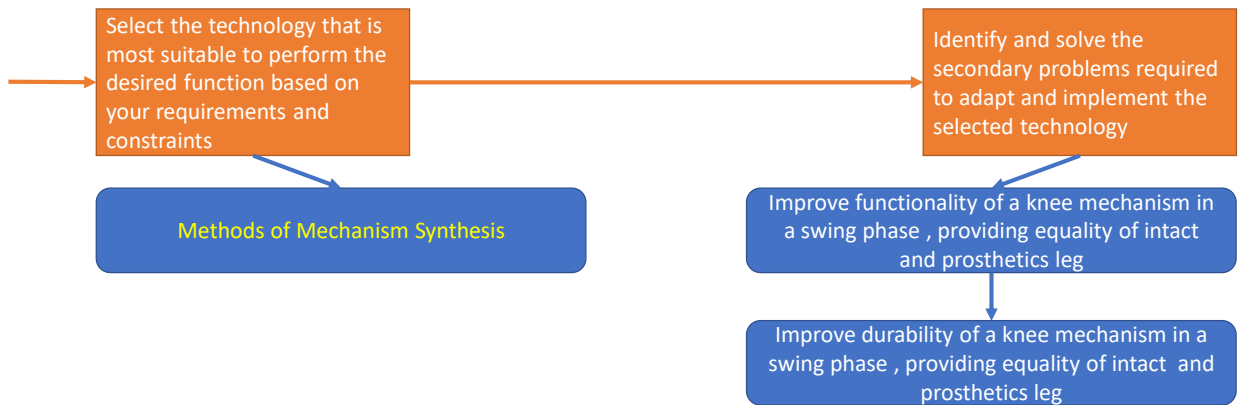
Cause-Effect Chains Analysis Model for Artificial Knee



Function-Oriented Search for Artificial Knee



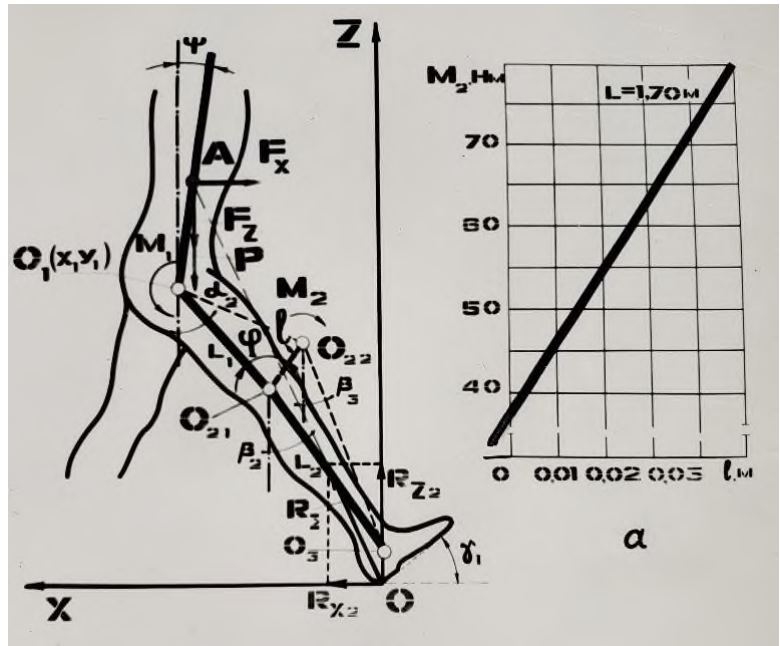
Function-Oriented Search for Artificial Knee (Continue)



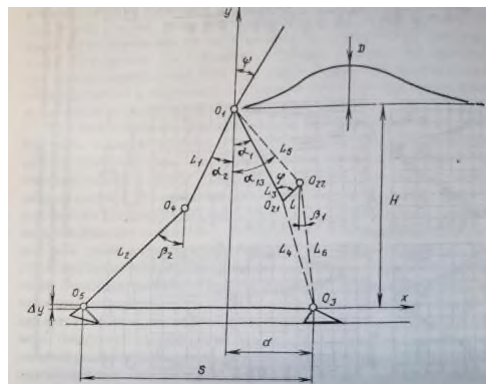
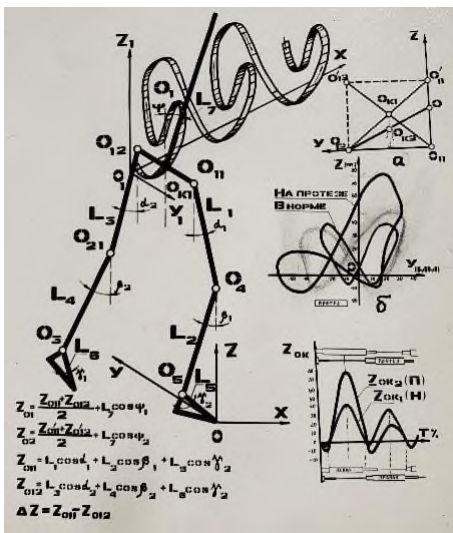
Альтшуллер Г. С. et. al., НАЙТИ ИДЕЮ

- Обратимся к статье научного обозревателя «Правды» В. Губарева «100 минут среди тайн». Речь идет о станции «Венера-12». «Был в спускаемом аппарате центровочный груз. Да и как обойтись без него, если необходимо, чтобы “шарик” занимал строго определенное положение в пространстве?»* Идеальный центровочный груз — когда груза нет, а функции его по совместительству выполняет какой-то другой объект.
- Ученый настаивал: надо разместить прибор. Идея пришла неожиданно: снять центровочный груз. Прибор выполнял свои функции и одновременно играл роль груза..

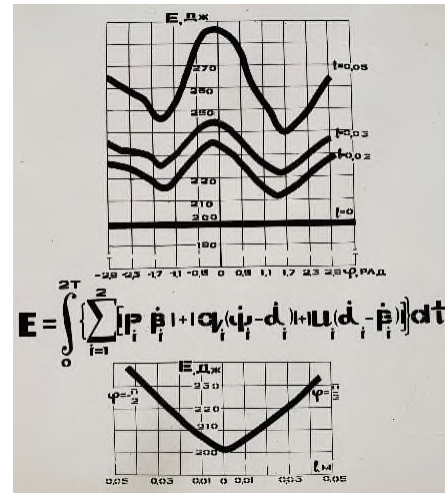
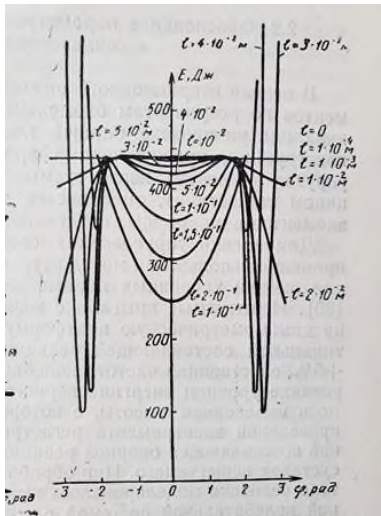
Stance phase



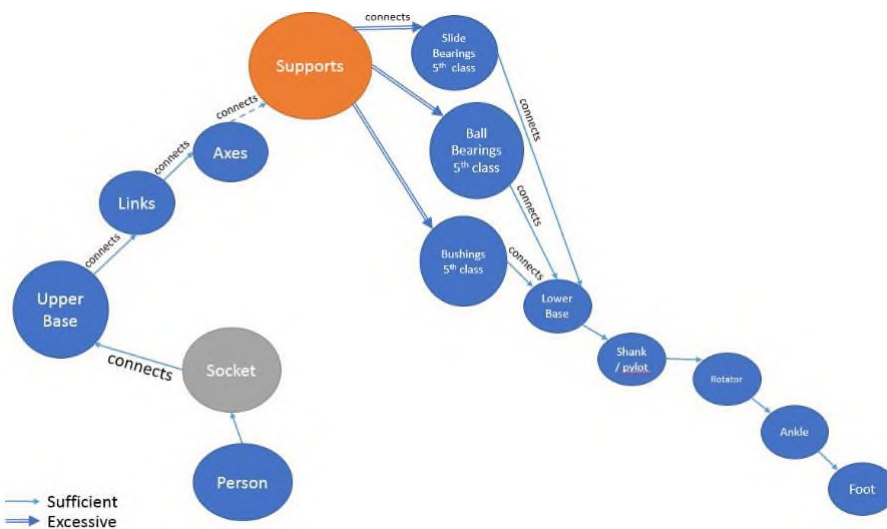
Initial Models of Gait



Energy cost of gait as a function of knee location



Function System Diagram of Polycentric Knee Unit With 5th class kinematic pairs



4 Bar Knee Unit of 3rd type: Farber B. et al., Patent # 1454448 with kinematic pairs of 5th class Patent # 1323100 4 Bar Knee Unit of 3rd type: Farber B. et al.,

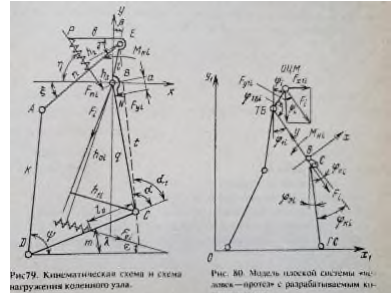
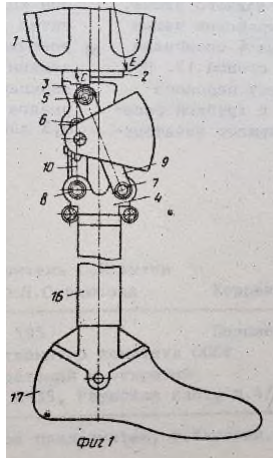
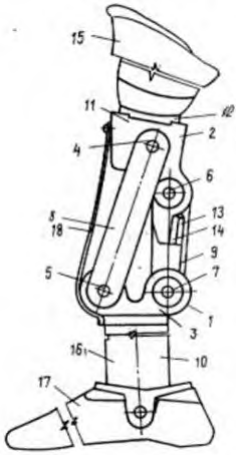
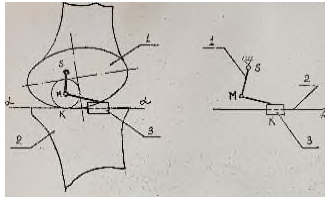
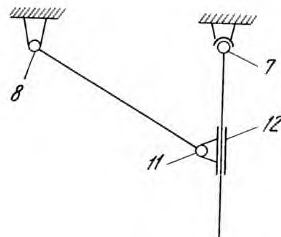
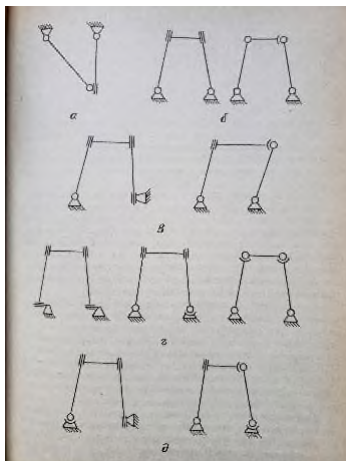


Рис. 79. Кинематическая схема и схема нагружения коленного узла. Рис. 80. Модель плоской системы сил — прототип с разработанным кинематическим механизмом.



Farber B. et al., Kinematics of knee joint and Structural Synthesis of guide knee Mechanism



$$W = 6n - \sum_{k=1}^m kP_k =$$

$$= 6n - 5P_5 - 4P_4 - 3P_3 - 2P_2 - 1P_1$$

$$W_1 = 6 \cdot 3 - 5 \cdot 4 = -2$$

$$W_2 = 6 \cdot 3 - 5 \cdot 3 - 4 \cdot 1 = -1$$

$$W_3 = 6 \cdot 3 - 5 \cdot 2 - 4 \cdot 1 - 3 \cdot 1 = 1$$

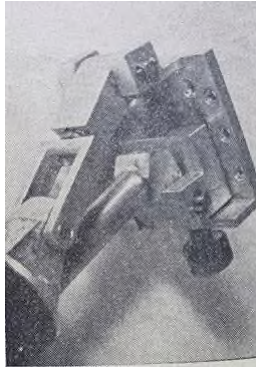
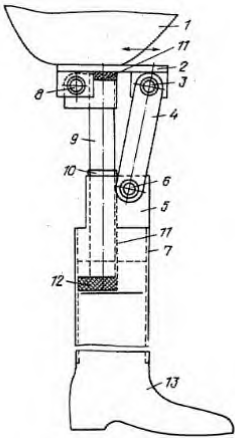
П — число подвижных звеньев механизма — МА

$$W = 6n - 5p_5 - 4p_4 - 3p_3 - 2p_2 - p_1$$

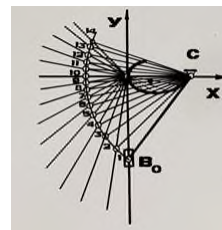
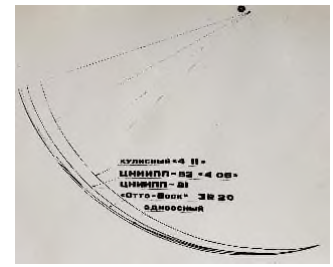
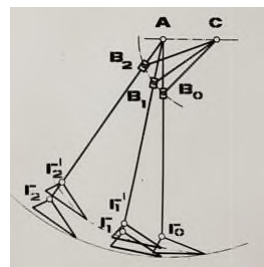
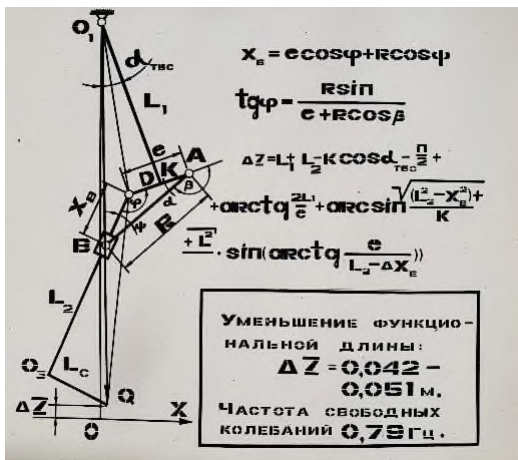
$$W = 6 \times 3 - 5 \times 4 = -2$$

$$W = 6 \times 3 - 5 \times 2 - 4 \times 1 - 3 \times 1 = +1$$

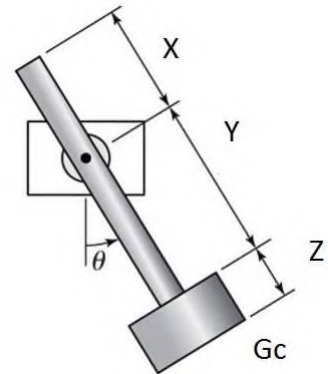
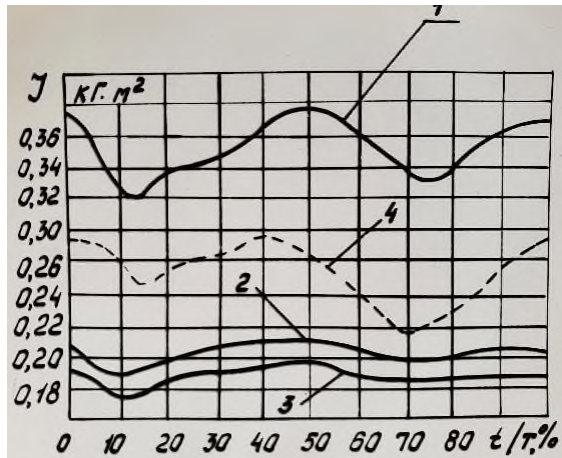
The first in the World Guide Knee Units with pairs of 4th & 5th classes: Farber B. et al., Guide Rocker Knee Patent # 1138151 and Guide Self adjusted Knee Units with pairs of 3rd, 4th & 5th classes: Farber B. et al., Patent #2062073



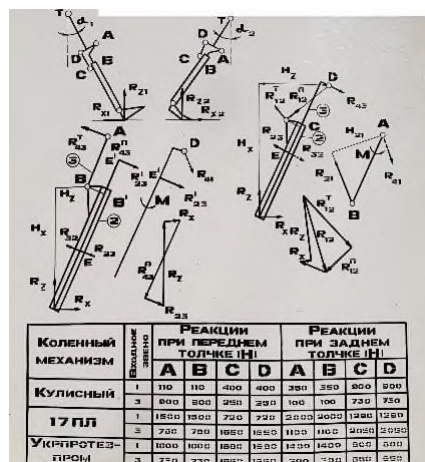
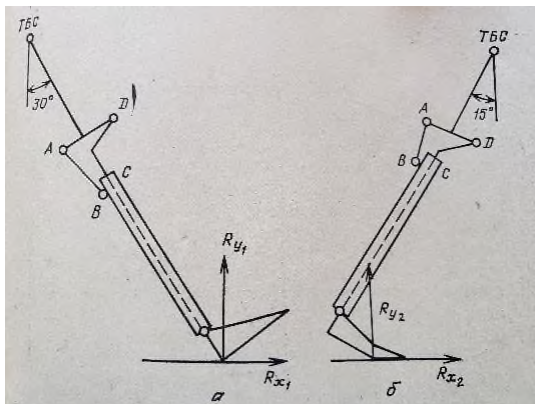
**Farber B. et al., adjustable model of guide knee mechanism Patent #1138151
Swing phase: guide rocker knee mechanism**



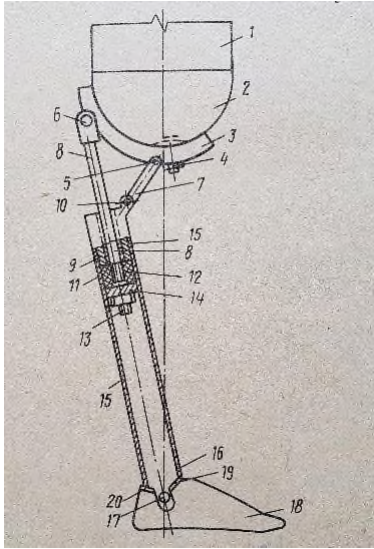
Moment Inertia as a function of time (knee angle) in a swing phase



Ground reactions in A/K prosthesis with guide knee mechanism



Farber B. et al., Patent # 1466738 guide rocker unit for knee disarticulation



RESULTS OF IMPLEMENTATION

Foot With Elastic elements

30 years producing

Method of rational mass distribution 40 years application

Method of choosing elastic elements 30 years in industry

Dynamic foot with elastic elements for sports

Foot with external source of energy

Guide Knee Mechanism

30 years producing

4 different types:
Adult: Normal stamp
Long stamp
Kids: Normal stamp
Long stamp

Gold Medal World Exhibition

Guide knee unit with dissipative elements

Guide knee unit with magneto rheological and computer control

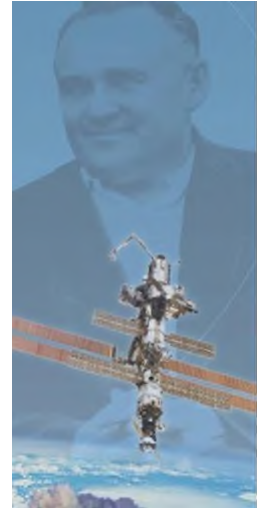
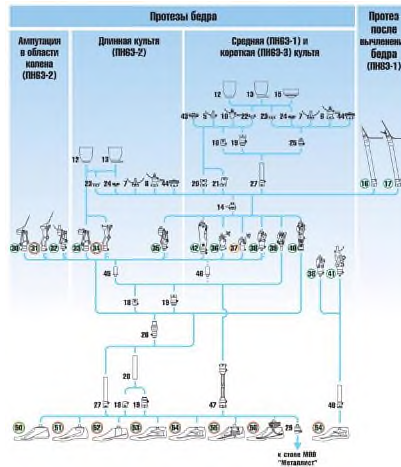
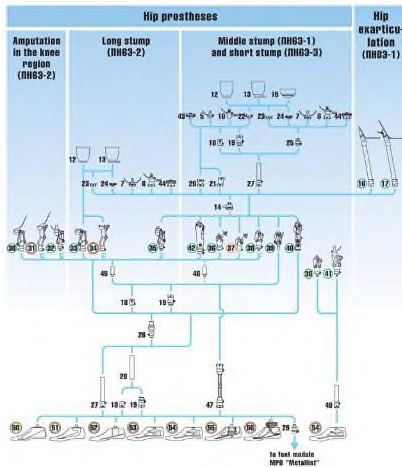
Knee units for stance phase control

Modules System of the Lower-Limb Prosthesis Rocket and Space Corporation "Energia" for different level of amputation for sagittal transversal plane and frontal plane

Line of 23 new medical drugs and methods of diagnostics

Modules System of the Lower-Limb Prostheses Rocket and Space Corporation "Energia"

"If I were given an hour in which to do a problem upon which my life depended, I would spend 40 minutes studying it, 15 minutes reviewing it and 5 minutes solving it." A.Einstein



Knee units system produced by "Energia"



Rocket and Space Corporation "Energia"



0a
МОДУЛЬНАЯ СИСТЕМА ПРОТЕЗОВ

0.1

Rocket and Space Corporation "Energia" (kid units)

5A

5A015, 5A051
МОДУЛЬ КОЛЕННЫЙ ОДНООСНЫЙ

Предназначен для детей массой до 45 кг со средней ампутацией. Исполняется в протезе Бедря на колесной и рамной кулисах. Имеет регулируемые коленокомпакторы и выключенный регулятор. Позволяет проходить угловую регулировку соответствующего фазового сдвига пружины и пружины в БС.

Максимальная масса протеза (с пружинами) кг
 Максимальная масса пользователя кг

5A017, 5A052
МОДУЛЬ КОЛЕННЫЙ ЧЕТЫРЕХОСНЫЙ

Предназначен для детей массой до 45 кг со средней ампутацией. Исполняется в протезе Бедря на колесной и рамной кулисах. Имеет регулируемые коленокомпакторы и выключенный регулятор. Позволяет проходить угловую регулировку соответствующего фазового сдвига пружины и пружины в БС.

Максимальная масса протеза (с пружинами) кг
 Максимальная масса пользователя кг

5A019, 5A054-01, 5A054-02, 5A054-03, 5A054-04
МОДУЛЬ КОЛЕННЫЙ ЧЕТЫРЕХОСНЫЙ

Предназначен для детей массой до 45 кг со средней ампутацией. Исполняется в протезе Бедря на колесной и рамной кулисах. Имеет регулируемые коленокомпакторы и выключенный регулятор. Позволяет проходить угловую регулировку соответствующего фазового сдвига пружины и пружины в БС.

Максимальная масса протеза (с пружинами) кг
 Максимальная масса пользователя кг

5A

5A020
МОДУЛЬ КОЛЕННЫЙ ОДНООСНЫЙ ДЕТСКИЙ

Предназначен для детей массой до 45 кг со средней ампутацией. Исполняется в протезе Бедря на колесной и рамной кулисах. Имеет регулируемые коленокомпакторы и выключенный регулятор. Позволяет проходить угловую регулировку соответствующего фазового сдвига пружины и пружины в БС.

Максимальная масса протеза (с пружинами) кг
 Максимальная масса пользователя кг

5A028, 5A028-01
МОДУЛЬ КОЛЕННЫЙ ЧЕТЫРЕХОСНЫЙ ДЕТСКИЙ

Предназначен для детей массой до 45 кг со средней ампутацией. Исполняется в протезе Бедря на колесной и рамной кулисах. Имеет регулируемые коленокомпакторы и выключенный регулятор. Позволяет проходить угловую регулировку соответствующего фазового сдвига пружины и пружины в БС.

Максимальная масса протеза (с пружинами) кг
 Максимальная масса пользователя кг

5A020
МОДУЛЬ КОЛЕННЫЙ КУЛИСНЫЙ ДЕТСКИЙ

Предназначен для детей массой до 45 кг со средней ампутацией. Исполняется в протезе Бедря при ампутации ниже колена. Кулисы изготавливаются по индивидуальным размерам пользователя. Имеет регулируемые коленокомпакторы и выключенный регулятор. Позволяет проходить угловую регулировку соответствующего фазового сдвига пружины и пружины в БС.

Максимальная масса протеза (с пружинами) кг
 Максимальная масса пользователя кг

5A

5A030
МОДУЛЬ БЕГОВЫЙ ЧЕТЫРЕХОСНЫЙ ДЕТСКИЙ

Предназначен для детей массой до 45 кг со средней ампутацией. Исполняется в протезе Бедря на колесной и рамной кулисах. Имеет регулируемые коленокомпакторы и выключенный регулятор. Позволяет проходить угловую регулировку соответствующего фазового сдвига пружины и пружины в БС.

Максимальная масса протеза (с пружинами) кг
 Максимальная масса пользователя кг

5A031-01, 5A031-02
МОДУЛЬ БЕГОВЫЙ ЧЕТЫРЕХОСНЫЙ

Предназначен для детей массой до 45 кг со средней ампутацией. Исполняется в протезе Бедря на колесной и рамной кулисах. Имеет регулируемые коленокомпакторы и выключенный регулятор. Позволяет проходить угловую регулировку соответствующего фазового сдвига пружины и пружины в БС.

Максимальная масса протеза (с пружинами) кг
 Максимальная масса пользователя кг

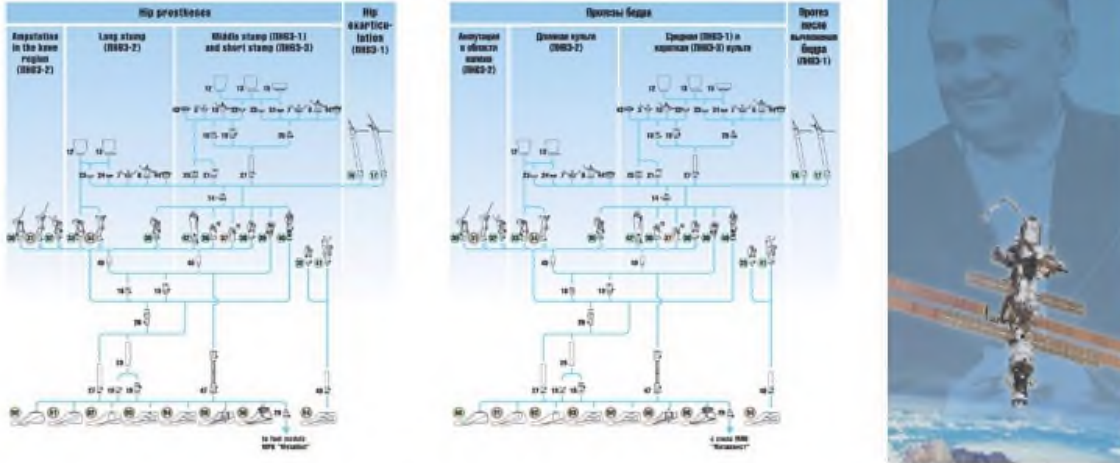
5A032, 5A032-01, 5A032-02
МОДУЛЬ БЕГОВЫЙ ЧЕТЫРЕХОСНЫЙ

Предназначен для детей массой до 45 кг со средней ампутацией. Исполняется в протезе Бедря на колесной и рамной кулисах. Имеет регулируемые коленокомпакторы и выключенный регулятор. Позволяет проходить угловую регулировку соответствующего фазового сдвига пружины и пружины в БС.

Максимальная масса протеза (с пружинами) кг
 Максимальная масса пользователя кг

Modules System of the Lower-Limb Prostheses Rocket and Space Corporation “Energia”

“If I were given an hour in which to do a problem upon which my life depended, I would spend 40 minutes studying it, 15 minutes reviewing it and 5 minutes solving it.” A.Einstein



Serial production of wide nomenclature of modern modules and units for upper-and lower-limb prostheses and also orthopedic apparatus was developed and provided at RSC Energia based on a high scientific and technical potential of the staff and fruitful cooperation with Central Research Institute of Prosthetics and Prosthetics Design (Moscow) and St. Petersburg organizations leading in the prosthetics field and the active support of Ministry of Health Protection and Social Development (Ministry of Labour) of the Russian Federation and Roscosmos of the Russian Federation.

The whole system of new prosthetic and orthopedic products was modular-constructed. A prosthetics specialist can assembly practically any prosthesis of separate modules individually for a particular patient.

The first serial modules of low-limb prostheses were produced already in 1990.

The development of new materials for prosthetic and orthopedic products, first, for receiving sockets, as well as specialized tooling and appliances for prosthetic and orthopedic enterprises and workshops is one of the trends of OAO RSC Energia activities.

Modules and Units of the Lower-Limb Prostheses:
Modules and units of hip prostheses for adults

Guide knee units for adults 5A 035-01 for knee disarticulation ; 5A 035-02 for regular stamp
5A 029D for kids



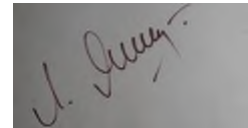
Guide knee units for Kids: 5A 037D knee disarticulation; 5A 037D-01 ; 5A 037D-02



Advantages of our knee unit :

- 1 Combined all positive features of A,B,C-main existing knee units
- 2. Increased ideality
- 3. Trimmed extra links
- 4. Trimmed extra weight by structural synthesis (IFR)
- 5. Trimmed crank mechanism, but maintained its action (IFR)
- 6. Improved durability and resources
- 7. Improved trajectory
- 8. Improved centroids
- 9. Improved momentum of inertia without extra weight(IFR)
- 10. Improved kinematic & dynamic
- 11.Improved application of dissipative element

Lev Yashin the "Black Panther" considered by as the greatest goalkeeper in the history of the sport



Tatyana Kuznetsova (above knee amputation) World Champion in NY Marathon



RESULTS OF IMPLEMENTATION

Level 1 (system)

Foot
With
Elastic
elements

30 years
producing

Method of rational
mass distribution 40
years application

Method of chosing
elastic elements 30
years in industry

Guide
Knee
Mechanism

30 years
producing

4 different types:
Adult: Normal stamp
Long stamp
Kids: Normal stamp
Long stamp

Gold Medal World
Exhibition

Level 2 (Super system)

Modules System of the
Lower-Limb Prosthesis
Rocket and Space
Corporation "Energia" for
different level of
amputation for sagittal
transversal plane and
frontal plane

Level 3 (Super system)

Dynamic foot with
elastic elements for
sports

Foot with external
source of energy

Guide knee unit with
dissipative elements

Guide knee unit with
magneto rheological and
computer control

Knee units for stance
phase control

Level 4 (Super system - Subsystem)

Line of 23 new medical
drugs and methods of
diagnostics

статьи в Польше — смотрите здесь:
<https://www.trizinfor.org/store/PAN5Ms.pdf>

**POLISH ACADEMY OF SCIENCES
INSTITUTE OF PHILOSOPHY AND SOCIOLOGY
DESIGN RESEARCH IN PROGRESS ■**

WARSAW 1987

**DESIGN METHODOLOGY UNIT
DEPARTMENT OF PRAXIOLOGY
AND THE SCIENCE OF SCIENCE
ANDRZEJ STRZALECKI
AND HALINA TEMPCZYK, EDITORS**

- 27. Deviatkin N.P. Social Laboratory of the Theory of Invention
Deviatkin N.A.
 (see Altshuller G.S.)

Application of ways for eliminating technical antinomies as well as physical effects and phenomena in the solution of inventive tasks
 1984-1986

The work creates a bank of information indispensable for discovering regularities appearing in the elimination of technical contradictions during the solution of inventive tasks.

- 28. Deviatkin N.A.
Deviatkin N.A.

Influence of science fiction literature on creativity of engineers
 1984-1987

Studies on the influence of contemporary science-fiction literature on the development of creative imagination are conducted during teaching of the theory for the solution of inventive tasks to students of the people's university for scientific-technical creativity (Institute, Russian ASBR). It is planned to use the findings in the teaching of design engineering.

- 29. Fazher R.S. Social Laboratory of the Theory of Invention
 (see Altshuller G.S.)

Solution of Inventive tasks at the macrolevel
 1984-1987

The work (using Altshuller's general theory of the development of technical systems) concerns choosing mechanisms

mechanisms for inventive solutions from the existing set of technical solutions. A table of "micro-macrolevel" analogies has been developed, containing a set of corresponding physical effects and mechanical constructions based on them which can serve as the basis for new solutions. For example, the rheological effect (change in the viscosity of a liquid under the influence of an electrostatic or magnetic field) is replaced by interaction among pinpoints to assure clearance between the resistor and the surface of a printed-circuit board.

- 30. Fizy V.E. Social Laboratory of the Theory of Invention
 (see Altshuller G.S.)

The law concerning passage of working elements of technical systems to the microlevel
 1985

The work concentrates on one of the laws of Altshuller's general theory of the development of technical systems, namely, on the law concerning the passage of elements of technical systems to the microlevel (the level of power, molecules, atoms, electrons). In most cases this passage is equivalent to the search for a physical effect indispensable for solving an inventive task and hence - finding concrete mechanisms, principles, ways of realization. The work defines the number of levels, discovers rules for synthesis of structures at a particular level and rules concerning these structures. A diagram for acquiring knowledge of these levels is presented and criteria introduced for assessing the perfection of a technical system according to the number of levels set in operation. An algorithm has been worked out for the passage of a technical system to the microlevel.

I published more than 200 articles and books, which include implemented products and technologies.

In a branch of prosthetics and orthotics we **consider social effect** more than economic.

Some examples of my publications are:

1. Biomechanical basis of choosing the rational mass and its distribution throughout the lower limb prosthesis segments

<https://pdfs.semanticscholar.org/c228/285c8defe3dd05c88a46367a83bc15578367.pdf>

2. An above-knee prosthesis with a system of energy recovery:

<https://www.rehab.research.va.gov/jour/95/32/4/pdf/farber2.pdf>

3. Разработка методов совершенствования системы "человек-протез (ортез)-среда"

<http://tekhnosfera.com/razrabotka-metodov-sovershenstvovaniya-sistemy-chelovek-protez-ortez-sreda>

4. Creation of new medical drugs based on TRIZ and computer mathematical modeling. Annals of Mechnikov Institute, N 4, 201 p.15-32

<https://zenodo.org/record/2547580#.XGVsUIVKiWE>

5. Application of synergetic set of TRIZ principles for developing camp -accumulation activators and their influence on multi-drug resistance microorganisms

<https://zenodo.org/record/2639505#.XLMwluj7SUK>

During conversion since Central Institute of Prosthetics and Prosthetics Design was a Head Institute of the country, with my participation and technical specifications was created a new for entire country modern modular system of prosthetics and orthotics base on Rocket Space Technology for any level of amputation. Many of these devices were the best in the world and got more than 10 gold and silver medals in World Exhibitions.

In 1989, best on conversion, by the Government decision the responsibility for development of up-to-date prosthetics systems for people with locomotor system damaged was laid on NPO Energia This trend became one of the leading ones in the conversion activities of the enterprise.

АКАДЕМИЯ НАУК СССР
СИБИРСКОЕ ОТДЕЛЕНИЕ

Институт истории, филологии и философии
СО АН СССР

Философское общество СССР

Западно-Сибирское отделение

Новосибирский государственный университет
им. Ленинского комсомола

МЕТОДОЛОГИЯ И МЕТОДЫ ТЕХНИЧЕСКОГО ТВОРЧЕСТВА

**Тезисы докладов и сообщений
к научно-практической конференции
30 июня — 2 июля 1984 г.**

Новосибирск
1984

АКАДЕМИЯ НАУК СССР
СИБИРСКОЕ ОТДЕЛЕНИЕ

Институт истории, филологии и философии СО АН СССР
Философское общество СССР
Западно-Сибирское отделение
Новосибирский государственный университет
им. Ленинского комсомола

сп. 76 + 122

МЕТОДОЛОГИЯ И МЕТОДЫ
ТЕХНИЧЕСКОГО ТВОРЧЕСТВА

Тезисы докладов и сообщений
к научно-практической конференции
30 июня — 2 июля 1984 г.

Б.С. Фарбер

МЕТОДИКА РЕШЕНИЯ "МАКРОУРОВНЕВЫХ" ЗАДАЧ В ТРИЗ

Противоречие есть критерий истины, отсутствие противоречия - критерий заблуждения.

Гегель

Одним из объективных законов развития технических систем является переход с макроуровня на микроуровень.

Но как поступить, если для практического осуществления такого перехода еще не разработаны "микроуровневые" условия? Предположим, нужно использовать свойство жидкости изменять вязкость под действием магнитного поля, а жидкости с требуемыми свойствами пока не синтезированы? Получается, что физэффект известен (в данном случае - реологический эффект) - а жидкостей с конкретными свойствами пока нет. Вопрос создания магнитных жидкостей с требуемыми свойствами является не простым. А как же быть, если практика требует незамедлительного решения поставленной задачи?

Если обратиться к мировому фонду патентной и научно-техни-

ческой литературы, то нетрудно обнаружить, что на сегодняшний день разработано и описано огромное количество остроумнейших механизмов (от Кулибина до Артоболевского /3/) на макроуровне, которые в сочетании с решениями на микроуровне представляют собой эффективные решения /1, 2/. (Например, подмагничивание стальных деталей макроуровневых механизмов Альтшуллер Г.С.)

Проблема состоит в том, чтобы из этого огромного массива механизмов выбрать наиболее подходящий или разработать новый.

Для этой цели предлагается использовать методику, базирующуюся на ТРИЗ. (Для сокращения изложения укажем, что переход с "микро" на "макроуровень" начинается после составления вспомогательной формулы решения задачи.)

Предполагается разработать таблицу "микро- макроуровневых" аналогов, а точнее, таблицу соответствия физических эффектов и механических устройств. Рассмотрим фрагмент таблицы.

Т а б л и ц а

№ пп	Входное воздействие на систему	Реакция системы на воздействие	Физический эффект (на микроуровне)	Макроуровневый аналог физэффекта
1.	Магнитное (или электростатическое) поле воздействует на жидкость	Изменение вязкости жидкости	Реологический эффект	Взаимодействие между молекулами замещать взаимодействие между маятниками
2.	Механическое поле, а именно крутящий момент воздействует на стальной образец	Диаметр при закручивании уменьшается, образец удлиняется, объем увеличивается	Эффект Пойнтинга	Взаимодействие между молекулами замещать взаимодействием между слоями молекул, использовать спиральную стальную ленту

Из таблицы видно, что между эффектами на "микро" и на "макроуровне" наблюдается некоторая аналогия. В случае спиральной

ленты это зависимость Эйлера

$$P = Qe^{\mu\alpha}$$

где P — усилие, действующее на один из концов ленты, которое можно удержать с помощью силы Q , приложенной к противоположному концу ленты, при условии что она навита вокруг барабана с углом обхвата α , а коэффициент трения между материалом барабана и ленты μ .

Так, при разработке управляемого коленного механизма был использован макроуровневый аналог эффекта Пойнтинга.

Литература

1. Альтшуллер Г.С. Творчество как точная наука. — М.: Сов. радио, 1979, — 172 с.

2. Альтшуллер Г.С., Селюцкий А.Б. Крылья для Икара. — Петрозаводск: Карелия, 1980. — 223 с.

3. Артоболевский И.И. Механизмы в современной технике.

Т. I — УI. — М.: Наука, 1973.

Б.С.Фарбер, Н.Г.Никитин

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ КОНСТРУКЦИЙ КОЛЕННЫХ МЕХАНИЗМОВ
(С ПОМОЩЬЮ ЗРТС) И ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ ДЛЯ ИХ
РАЗРАБОТКИ (НА ОСНОВЕ ФСА)

Коленный сустав является удивительной по своим свойствам конструкцией, созданной природой. Трение в коленном суставе на порядок ниже, чем в лучших подшипниках. Формы поверхности мыщелков коленного сустава описываются громоздкими уравнениями, а движение в коленном суставе характеризуется сложной кинематикой.

В случае потери конечности для обеспечения нормальной ходьбы возникает задача предложить, вместо достигнутого совершенства за тысячелетия эволюции коленного сустава, искусственный механизм. Сделать это практически невозможно, если иметь в виду стремление восстановить всю сложную гамму утраченных свойств. Однако, если рассматривать механизм как устройство, реализующее в грубом приближении только отдельные свойства коленного, то такую задачу поставить, по-видимому, можно.

Прежде всего рассматривалась математическая модель ходьбы человека (рис. 1), для которой были составлены уравнения дви-

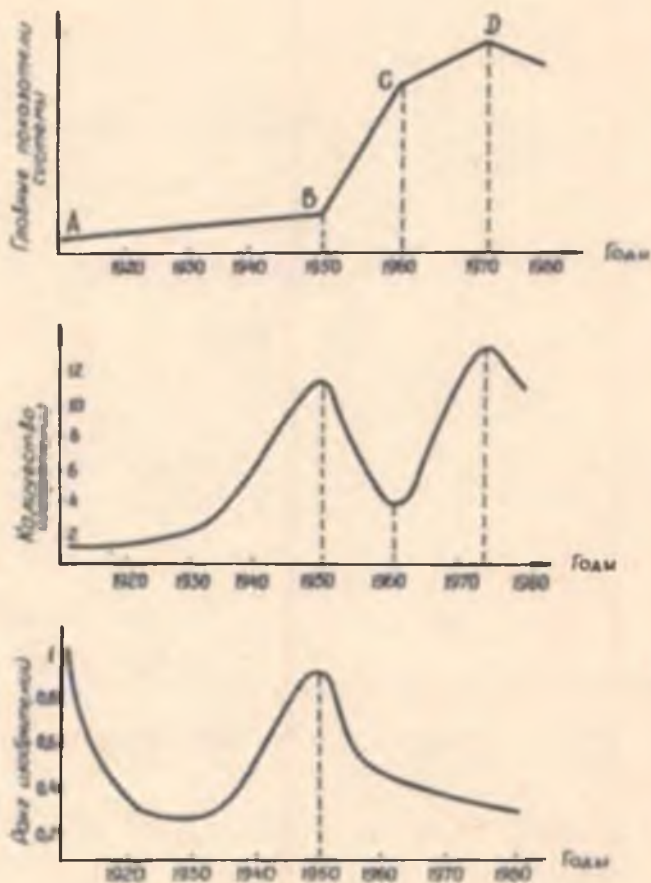


Рис. 2. Динамика патентования коленных механизмов

В этом случае функционально-стоимостный анализ (ФСА) использовался несколько в другом виде, а именно: рассматривалась энергетическая стоимость (Дж) выполнения отдельных функций (подгибания - рад).

С помощью указанного функционала было проанализировано влияние различных параметров модели на энерготраты при ходьбе (например, влияние подгибания и расположения оси коленного шарнира).

Затем с помощью Законов Развития Технических Систем (ЗРТС) /2, 3/ были проанализированы патенты на коленные механизмы и построены кривые динамики патентования за последние 70 лет (рис. 2). Эти кривые сопоставлены с линией жизни технических систем. Помимо этого, анализируемые конструкции рассматривались с позиции Законов Развития Технических Систем. В результате был сделан вывод о недостаточной управляемости конструкций коленных механизмов и, как следствие, необходимости ее улучшения. Был сконструирован управляемый электромеханический коленный узел, удовлетворяющий ряду сформулированных требований.

Литература

1. Белецкий В.В., Чудинов П.С. Параметрическая оптимизация в задаче двуногой ходьбы. - Механика твердого тела, 1977, № 1, с. 25 - 35.

2. Альтшуллер Г.С. Творчество как точная наука. - М.: Сов. радио, 1979. - 172 с.

3. Альтшуллер Г.С., Селюцкий А.Б. Крылья для Икара. - Петрозаводск: Карелия, 1980. - 223 с.

Б.С. Фарбер. А.С. Витензон. И Ш. Морейнис

**Теоретические
основы построения протезов
нижних конечностей
и коррекции движения**

Б.С. Фарбер, А.С. Витензон, И.Ш. Морейнис

**ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ
ОСНОВЫ ПОСТРОЕНИЯ
ПРОТЕЗОВ
НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ
И КОРРЕКЦИИ ДВИЖЕНИЯ**

ПОД РЕДАКЦИЕЙ Д-РА ТЕХН. НАУК, ПРОФЕССОРА

Б . С . Ф А Р Б Е Р А

Книга первая

МОСКВА

ЦНИИП

1994

УДК 615.477.21 + 612.76

ФАРБЕР Б.С., ВИТЕНЗОН А.С., МОРЕЙНИС И.Ш.

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПОСТРОЕНИЯ ПРОТЕЗОВ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ И КОРРЕКЦИИ ДВИЖЕНИЯ

В первой части трехтомного издания книги рассмотрены методы исследования ходьбы человека, а также теоретические основы построения протезов нижних конечностей. Книга рекомендуется для научных сотрудников, инженерно-технических работников, аспирантов, студентов ВУЗов и техникумов, а также для биомехаников и работников протезно-ортопедических предприятий.

К изданию подготовили

Редактор Г.А. Вялова
Художественный редактор В.Г. Можжевелова
Корректор Т.В. Кутузова

© Б.С. Фарбер
А.С. Витензон
И.Ш. Морейнис

Фарбер Борис Славинович — зам. директора Центрального научно-исследовательского института протезирования, доктор технических наук, профессор, академик Российской Академии Медико-технических наук, заслуженный изобретатель РФ.

Область интересов — биомеханика, теория механизмов и машин, математическое моделирование, управление движением. Является Вице-президентом Российского общества биомеханики. Им опубликовано свыше 500 печатных работ, 300 изобретений.

Витензон Анатолий Самойлович — засл. деятель науки РФ, профессор, доктор медицинских наук. Известный специалист в области физиологии движений и биомеханики. Автор метода искусственной коррекции движений посредством электростимуляции мышц. Им опубликованы 4 монографии и свыше 200 статей.

Морейнис Иекусиэль Шахнович — засл. работник социального обеспечения РФ, доктор технических наук. Известный специалист в области биомеханики протезостроения; автор средств, методов сборки протезов нижних конечностей, конструкций и технологических процессов. Им опубликованы 1 монография, 5 учебных пособий (в соавторстве) и более 210 статей.

Предисловие	3
Введение	5
ЧАСТЬ I. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ХОДЬБЫ ЧЕЛОВЕКА	15
Глава 1. Методы исследования ходьбы человека	16
1.1. Методы регистрации кинематических параметров ходьбы	16
1.2. Методы регистрации динамических параметров ходьбы	22
1.3. Методы регистрации перемещений общего центра масс тела человека	23
1.4. Методы исследования работы мышц при ходьбе человека	24
1.5. Методы исследования моментов мышечных сил, работы и общих энергозатрат при ходьбе	27
1.6. Методика проведения исследований ходьбы с применением ПЭВМ IBM PC/AT	29
Глава 2. Внешняя и внутренняя структура ходьбы человека в норме	33
2.1. Параметры движений и электрическая активность мышц нижних конечностей при ходьбе	33
2.2. Параметры движений и электрическая активность мышц таза и позвоночника при ходьбе	54
2.3. Параметры движений и электрическая активность мышц плечевого пояса и верхних конечностей при ходьбе	71
Глава 3. Биомеханические аспекты ходьбы человека	81
3.1. Основные биомеханические фазы локомоторного цикла	81
3.2. Перемещение общего центра масс (ОЦМ) тела человека и движения конечностей при ходьбе. Минимизация перемещений ОЦМ	84
3.3. Перемещение ОЦМ тела человека и функция мышц при ходьбе	86
3.4. Преодолевающая и уступающая работа мышц при ходьбе	92
3.5. Взаимодействие мышечных сил, приложенных к различным звеньям опорного аппарата при ходьбе	96
3.6. Факторы, определяющие работу мышц при ходьбе	100
Глава 4. Внешняя и внутренняя структура ходьбы на костылях и протезах после односторонней ампутации нижних конечностей	105
4.1. Структура ходьбы на костылях у инвалидов после односторонней ампутации нижних конечностей на уровне голени	106
4.2. Структура ходьбы инвалидов на протезе голени	116
4.3. Структура ходьбы на протезе бедра	134
4.4. Электрическая активность мышц при ходьбе на протезах голени и бедра в разных темпах, резонансные характеристики работы мышц	149
4.5. Биомеханические рекомендации по оптимизации протезов нижних конечностей и улучшению ходьбы инвалидов	155

Глава 5. Внешняя и внутренняя структура ходьбы на протезах после двусторонней ампутации нижних конечностей на уровне голени и бедра	159
5.1. Особенности ходьбы на протезах после двусторонней ампутации голени	159
5.2. Ходьба на протезах бедра после двусторонней ампутации нижних конечностей	169
ЧАСТЬ II. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПОСТРОЕНИЯ ПРОТЕЗОВ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ	180
Глава 6. Математическое моделирование двуногой ходьбы	181
6.1. Модели для подсчета суставных моментов	181
6.2. Модели, используемые для анализа локомоций	183
6.3. Выбор физической модели ходьбы и ее математическое представление	187
6.4. Биомеханические константы	196
6.5. Энергетическая оценка ходьбы в норме и на протезах бедра	209
6.6. Моменты мышечных сил. Работа, энергия, мощность	223
6.7. Оценка энерготрат по фазовой траектории общего центра тяжести	264
6.8. Моделирование ходьбы инвалидов методом параметрической оптимизации	290
6.9. Математическое моделирование ходьбы на протезе бедра с управляемым коленным механизмом	301
6.10. Автомодельные решения задач биомеханики локомоций	313
6.11. Физическое моделирование ходьбы на протезе бедра	316
6.12. Исследование характера связей и степени связанности в системе «человек — протез»	319
6.13. Влияние кинематических и динамических параметров движения на энерготраты при ходьбе в норме и при патологии	330
6.14. Исследование перемещений ОЦМ человека при ходьбе	342
6.15. Сравнительная энергетическая характеристика ходьбы в норме и на протезах	355
6.16. Математическое моделирование ходьбы и электромиография	381
6.17. О взаимосвязи между механическим эффектом мышц при ходьбе	392
Глава 7. Анализ уравнения движения методом подобия	398
7.1. Метод подобия, задача о распределении масс	398
7.2. Распределение масс в протезе голени. Методика балансирования	411
7.3. Распределение масс в протезах бедра	419
7.4. Оценка конструкции протезов бедра с точки зрения рационального распределения масс	425
7.5. Распределение масс в протезах после ампутации по Пирогову	438
7.6. Влияние рационального распределения масс в протезах нижних конечностей на устойчивость и энергетику ходьбы	441
7.7. Биомеханический анализ ходьбы на балансированных протезах бедра	447
Глава 8. Критериальная оценка ходьбы в норме и на протезах	454
8.1. Критерии качества движения	454
8.2. Критериальная оценка степени нормализации ходьбы на протезах	455
8.3. О критериях и методах оценки результатов протезирования	459
8.4. Структурный анализ ходьбы в норме и патологии	464
8.5. Методика сравнительной оценки биомеханических характеристик ходьбы	467
8.6. Критериальная оценка биомеханики бега	474

8.7. Биомеханический аспект развития двигательных качеств при реабилитации инвалидов478
8.8. Оценка поведения системы «человек—протез» с точки зрения принципа наименьшего взаимодействия483
Глава 9. Построение протезов в сагиттальной плоскости493
9.1. Общий биомеханический анализ построения протеза в сагиттальной плоскости493
9.2. Индивидуальная схема построения протеза бедра497
9.3. Характеристика ходьбы на протезе бедра526
9.4. Исследование оптимальной длины протеза. Положение пальцевого сгиба в искусственной стопе534
9.5. Влияние параметров протеза бедра на его функциональную длину539
9.6. Схема построения протеза бедра с управляемым коленным механизмом544
9.7. О положении оси коленного шарнира протеза голени558
9.8. Особенности построения протеза после двусторонней ампутации бедер566
9.9. Взаимоположение осей суставов нижних конечностей в проекции на горизонтальную плоскость580
9.10. Построение протеза после вычленения бедра585
9.11. Зависимость функциональной длины протеза после вычленения бедра от расположения шарниров589
9.12. Схема построения протеза голени в сагиттальной плоскости592
9.13. Кинематическая совмещенность сустава и шарнира597
9.14. Анатомо-биомеханические предпосылки к разработке протезов нижних конечностей для инвалидов пожилого возраста602
Глава 10. Вопросы устойчивости при ходьбе и стоянии на протезах628
10.1. Исследование подкосоустойчивости протеза нижней конечности628
10.2. Вопросы устойчивости при стоянии635

Б.С. Фарбер, А.С. Витензон, И.Ш. Морейнис

**ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ
ОСНОВЫ ПОСТРОЕНИЯ
ПРОТЕЗОВ
НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ
И КОРРЕКЦИИ ДВИЖЕНИЯ**

ПОД РЕДАКЦИЕЙ Д РА ТЕХН. НАУК, ПРОФЕССОРА

Б С Ф А Р Б Е Р А

Книга вторая

**МОСКВА
ЦНИИИИИ
1994**

ФАРБЕР Б.С., ВИТЕНЗОН А.С., МОРЕЙНИС И.Ш.

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПОСТРОЕНИЯ ПРОТЕЗОВ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ И КОРРЕКЦИИ ДВИЖЕНИЯ

Во второй части этой книги рассмотрены важные аспекты биомеханики локомоций: движение нижней конечности в фазе переноса и движение таза при ходьбе. Представлены теоретические предпосылки построения узлов протезов нижних конечностей. Приведены различные виды классификации протезов нижних конечностей, позволяющие понять функциональную многогранность нижней конечности. Рассмотрены элементы нижних конечностей: крепления, приемные гильзы, коленные механизмы, голеностопные сочленения, искусственная стопа. Представлены материалы по построению протезов после вычленения бедра.

К изданию подготовили

Редактор Г.А. Вялова
Художественный редактор В.Г. Можжевелова
Корректор Т.В. Кутузова

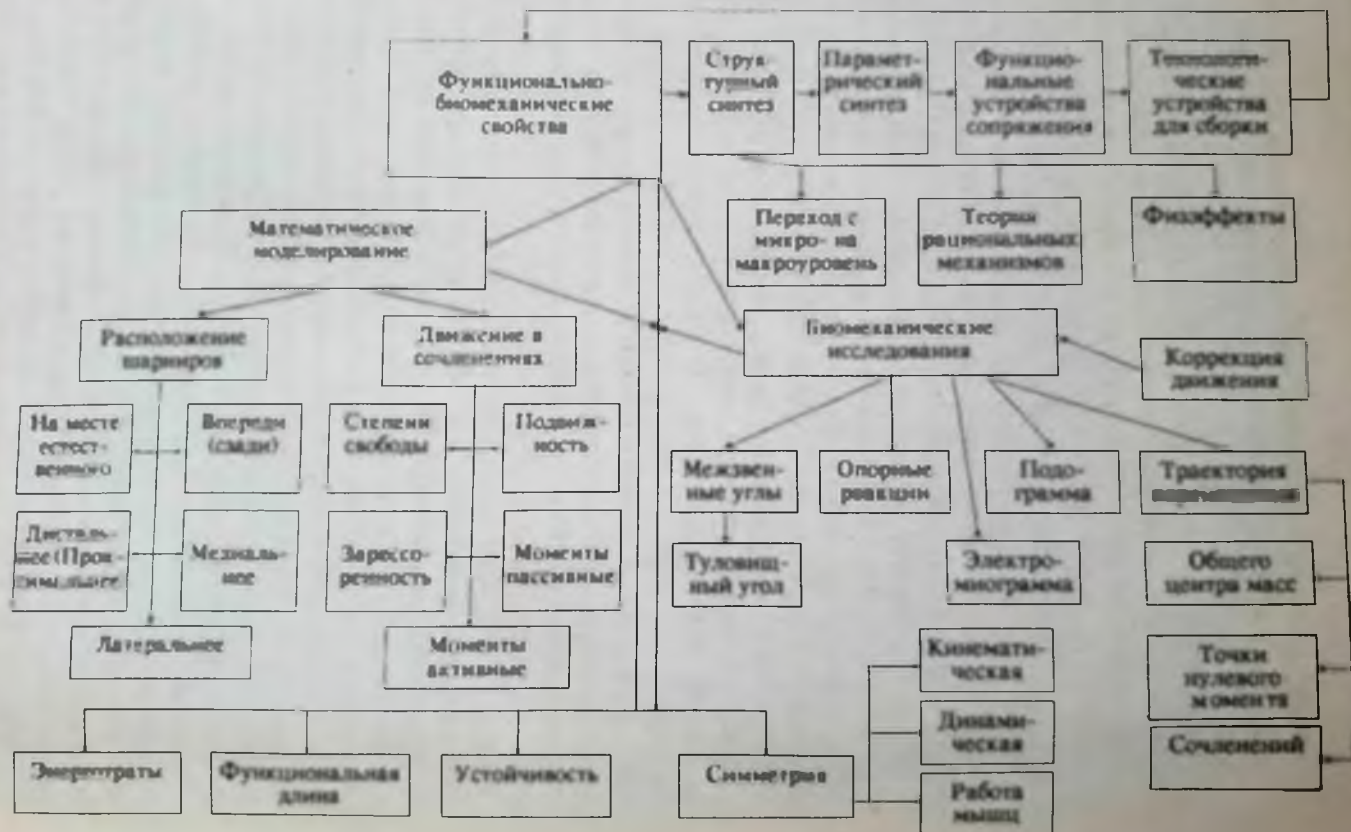
© Б.С. Фарбер
А.С. Витензон
И.Ш. Морейнис

Глава 11. Движение нижней конечности в фазе переноса	3
11.1. Исследование частотных характеристик нижней конечности и их связи с энерготратами при ходьбе	3
11.2. Исследование механизмов поиска оптимального режима ходьбы	12
11.3. Анализ ходьбы инвалидов с помощью энергетических показателей функционального состояния двигательной системы человека	18
11.4. Явление резонанса в ходьбе человека	27
11.5. Принципы анализа системы «человек—протез» при протезировании нижних конечностей	35
11.6. Особенности ходьбы в разных темпах при изменении инерционных характеристик нижних конечностей	40
11.7. Исследование инерционных характеристик нижней конечности в норме, сохранившейся системы «культя—протез бедра»	64
11.8. Метод нормализации движения системы «культя—протез бедра» с помощью балансирующего устройства	86
11.9. Зависимость момента мышечных сил в коленном суставе от межзвенового угла в переносной фазе движения	104
11.10. Физиологические и биомеханические обоснования рационального торможения в коленном узле протеза бедра	118
11.11. Пассивные управления в коленном сочленении	138
11.12. Управление движением протеза бедра в фазу переноса	154
11.13. Биомеханические и электрофизиологические исследования влияния балансирующих устройств на нормализацию ходьбы инвалидов	162
Глава 12. Движение таза при ходьбе	174
12.1. Движение таза и нижних конечностей при ходьбе здоровых людей в произвольном темпе	174
12.2. Межзвенные углы при ходьбе в норме	181
12.3. Движение нижних конечностей и таза при ходьбе на протезе бедра	186
12.4. Обоснование построения протеза бедра с ротационным устройством и автоматическим фиксатором в коленном шарнире	200
ЧАСТЬ III. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ПРЕДПОСЫЛКИ ПОСТРОЕНИЯ УЗЛОВ ПРОТЕЗОВ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ	214
Глава 13. Классификация протезов нижних конечностей	215
13.1. Классификация механизмов протезов бедра по обеспечению подкосоустойчивости в фазу опоры и движения голени в фазу переноса	215
13.2. Классификация протезов бедра по функциональным признакам	223
13.3. Классификация протезов бедра по принципу коррекции конструктивных параметров	228
13.4. Классификация протезов после вычленения бедра	234

13.5. Использование юстировочных механизмов в протезах нижних конечностей	238
Глава 14. Крепления протезов нижних конечностей	244
14.1. Средства крепления протеза бедра	244
14.2. Анализ особенностей установки и регулировки крепления протеза бедра конструкции Б.И.Шувалова	250
Глава 15. Приемные гильзы протезов нижних конечностей	255
15.1. Анатомо-физиологические и биомеханические предпосылки для разработки приемных гильз бедра	255
15.2. Распределение тургора мягких тканей поверхности культы и бедра и особенности моделирования гипсового негатива	263
15.3. Исследования давления культы бедра на стенки приемных полостей	269
15.4. Измерение давления в приемной гильзе бедра	281
15.5. Сгибательная установка в сагиттальной плоскости приемной гильзы протеза бедра	285
15.6. Компенсация угла наклона приемной гильзы протеза бедра в сагиттальной плоскости при изменении высоты каблука	288
15.7. Скелетированные приемные гильзы протезов голени и бедра	289
15.8. Результаты исследования давления на культю в протезах голени	295
15.9. Медико-технические предпосылки конструирования приемных гильз протезов бедра для инвалидов пожилого возраста	298
15.10. Обоснование новой формы приемной гильзы бедра	305
15.11. Протез голени с разгружающим модулем бедра	312
Глава 16. Коленные механизмы протезов нижней конечности	319
16.1. Математическая модель коленного сустава	319
16.2. Структурный синтез шарнирно-рычажных механизмов	329
16.3. Динамический анализ работы шарнирно-рычажных коленных механизмов	334
16.4. Методика анализа коленных механизмов протезов нижних конечностей	345
16.5. Анализ коленных узлов протезов нижних конечностей	355
16.6. Анализ движений звеньев протезов бедра с полицентрическими коленными механизмами в фазу переноса	371
16.7. Расчет коленного узла с упругими связями для протезов нижних конечностей	377
16.8. Тормозное устройство в коленном шарнире	385
16.9. Гидравлический коленный механизм протеза бедра	388
16.10. Интеллектуальный протез бедра с пневматическим коленным узлом	394
Глава 17. Голеностопные сочленения протезов нижних конечностей	404
17.1. Положение оси голеностопного шарнира и упругих элементов в искусственной стопе	404
17.2. Исследование влияния расположения голеностопного шарнира протеза нижней конечности на энергетику ходьбы (без учета удара)	407
17.3. Исследование влияния расположения голеностопного шарнира протеза нижней конечности на энергетику ходьбы (с учетом удара)	408
17.4. Оценка упруговязких свойств голеностопного сочленения	422
17.5. Методика анализа работы голеностопного узла при ходьбе инвалидов на протезе голени	427
17.6. Медиолатеральная устойчивость голеностопного сустава	433

17.7. Синтез голеностопного узла протеза с приводом от мышц культы	438
Глава 18. Искусственная стопа	458
18.1. Масса искусственной стопы для протезов бедра и голени	458
18.2. Деление искусственной стопы протеза	461
18.3. Движение в плюснефаланговом сочленении при ходьбе в норме	464
18.4. Сравнительная оценка биомеханических особенностей ходьбы на протезе голени в зависимости от конструкции стопы	*
18.5. Исследование сводообразования стопы	466
18.6. Особенности нагружения стоп при ходьбе детей на протезах	475
18.7. Исследование пронационно-супинационных движений стопы при ходьбе в норме	483
18.8. Моделирование участия стопы в баллистическом разгибании колена	489
18.9. Рекомендации по усовершенствованию конструкции искусственной стопы и исследование ходьбы на ней	493
Глава 19. Протезы после вычленения бедра	518
19.1. Биомеханические обоснования к разработке протеза после вычленения бедра	518
19.2. Построение протезов после вычленения бедра	525
19.3. Активный протез после вычленения бедра и результаты его сравнительных испытаний	532
19.4. Энергетические характеристики ходьбы на протезе после вычленения бедра	538
19.5. Результаты испытаний опытной партии протезов после вычленения бедра	548

Информационно-логическая структура функционально-биомеханического метода совершенствования системы «человек — протез (ортез) — среда»



ФАРБЕР Б.С., ВИТЕНЗОН А.С., МОРЕЙНИС И.Ш.

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПОСТРОЕНИЯ ПРОТЕЗОВ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ И КОРРЕКЦИИ ДВИЖЕНИЯ

Третья книга состоит из двух частей. В первой из них рассмотрены вязкоупругие элементы сочленения протезов, вопросы прочности протезов нижних конечностей и их узлов. Приведены сведения по биомеханике локомоций в пространстве, включающие данные по движению во фронтальной и трансверсальной плоскостях. Рассмотрен биомеханический анализ ходьбы в норме и на протезах. Большая глава посвящена вопросу создания протезов нижних конечностей с внешним источником энергии.

К изданию подготовили

**Редактор Г.А. Вялова
Художественный редактор В.Г. Можжевелова
Корректор Т.В. Кутузова**

© **Б.С. Фарбер
А.С. Витензон
И.Ш. Морейнис**

ГЛАВА 20. Вязкоупругие элементы сочленений протезов

§20.1. Динамика системы «человек—протез—окружающая среда»

В настоящее время разработка современного протеза может быть осуществлена только на основе системного подхода. При этом возникает проблема целенаправленного изучения биологического объекта — человека, с целью его функционального сопряжения в единую биотехническую систему с техническим устройством — протезом.

Мышцы и сухожилия являются одним из компонентов, образующих опорно-двигательный аппарат (ОДА), и характеризуются явно выраженными вязкоупругими свойствами. Конструирование средств реабилитации, исходя из анализа свойств ОДА и соответствующих его физико-механических характеристик, представляет собой важную задачу для протезирования и протезостроения. При разработке современных протезно-ортопедических изделий необходимо учитывать вязкоупругие свойства мышц, поскольку эффект реабилитации инвалидов, пользующихся протезами, в значительной степени зависит от кинематических и динамических характеристик, а следовательно и от энерготрат, обусловленных кинетикой подвижных сочленений протеза. Установлено, что функциональность протезов нижней конечности определяется степенью адекватности ходьбы на них в норме, а также их статическими и динамическими характеристиками. Требования к параметрам протеза варьируются в большом диапазоне в зависимости от веса инвалида, уровня ампутации, мышечной активности и анатомических особенностей опорно-двигательного аппарата.

Исследования передвижений антропоморфных механизмов и результаты биомеханических испытаний ходьбы инвалидов на протезах указывают на целесообразность применения пассивных вязкоупругих элементов, способных накапливать и перераспределять энергию между сегментами искусственной нижней конечности, что приводит к существенному

ОГЛАВЛЕНИЕ

Глава 20. Вязкоупругие элементы сочленений протеза	3
20.1. Динамика системы «человек—протез—окружающая среда»	3
20.2. Оценка параметров динамических связей в сочленениях протезов нижних конечностей	15
20.3. Структурный синтез функциональных узлов протезов нижних конечностей	26
20.4. Методика оценки и подбора жесткости упругих элементов в шарнирных соединениях протезов нижних конечностей	37
20.5. Выбор параметров жесткости механизмов протезов бедра	47
20.6. Методика оценки жесткости упругих связей в искусственной нижней конечности	51
20.7. Математическое моделирование ходьбы на протезе бедра с податливостью звеньев	57
20.8. Синтез жесткостных характеристик в сочленениях протеза бедра с подгибанием на основе аппроксимации параметров движения	65
Глава 21. Вопросы прочности протезов нижних конечностей и их узлов	80
21.1. Расчет конструкций элементов протезов нижних конечностей с применением теории графов	80
21.2. Сопоставительный анализ прочности несущих модулей протезов нижних конечностей	87
21.3. Применение метода конечных элементов для расчета искусственной стопы протеза нижней конечности	99
21.4. Исследование распределения напряжений в искусственной стопе методом фотоупругости	112
21.5. Число циклов нагружения протеза бедра	119
ЧАСТЬ IV. БИОМЕХАНИКА ЛОКОМОЦИЙ В ПРОСТРАНСТВЕ	121
Глава 22. Биомеханика локомоций в норме и патологии во фронтальной плоскости	122
22.1. Общие положения	122
22.2. Асимметрия движения при ходьбе на протезе	128
22.3. Качательные движения звеньев тела человека во фронтальной плоскости при ходьбе	160
22.4. Исследование элементов движений звеньев тела во фронтальной плоскости при ходьбе	168
22.5. Влияние схемы построения протеза бедра на величину фронтальной составляющей шага	179
22.6. Энергетическая оценка движений звеньев тела во фронтальной плоскости	208

22.7. Анализ значения подвижности между стопой и голенью во фронтальной плоскости	210
22.8. Подвижность искусственной ходьбы во фронтальной плоскости	218
22.9. Схема построения протеза бедра во фронтальной плоскости	223
22.10. Индивидуальная схема построения протеза голени во фронтальной плоскости	227
Глава 23. Биомеханика локомоций в норме и патологии в трансверсальной плоскости	236
23.1. Анализ информации по вопросам измерения ротационных движений и коррекции ротационных нагрузок в биотехнической системе «человек—протез»	236
23.2. Математическая модель движений сегментов тела человека в трансверсальной плоскости	250
23.3. Методика и экспериментальные исследования движений сегментов тела в трансверсальной плоскости	277
23.4. Межсуставные трансверсальные моменты мышечных сил, мощности и энерготраты	300
23.5. Исследования ротационной нагрузки и ротационных движений в системе «человек—протез» и в норме	308
23.6. Методика измерения ротации голени относительно стопы при ходьбе	315
23.7. Исследование ротационных движений в голеностопном сочленении в норме и в ротационных устройствах протезов	328
23.8. Анализ ходьбы на протезах с опытными ротационными устройствами	332
23.9. Коррекция ротационной нагрузки в БТС «человек—протез»	357
23.10. Биомеханические требования к устройствам, реализующим ротацию звеньев в протезах нижних конечностей	363
23.11. Построение протеза голени в трансверсальной плоскости	368
23.12. Альтернативные конструкции ротационных узлов для протезов бедра	371
Глава 24. Биомеханический анализ ходьбы в норме и на протезах	380
24.1. Биомеханический анализ ходьбы в норме и на протезах	380
24.2. Структура опорного периода шага	388
24.3. Некоторые особенности компенсаторной перестройки ходьбы на протезе бедра	392
24.4. Анализ временной структуры ходьбы человека	394
24.5. Методика обработки и анализа результатов измерений коленных межзвенных углов	403
24.6. Методические погрешности измерения временной структуры шага	415
24.7. Исследование погрешности измерений временных интервалов шага во время ходьбы	423
24.8. Исследование погрешности измерений опорных реакций во время ходьбы	427
24.9. Выявление дефектов протезирования нижних конечностей с помощью биомеханических функциональных тестов	432
24.10. Исследования распределения шагов по ускорениям при ходьбе в норме и на протезе голени	436
24.11. Взаимосвязь дефектов построения протеза голени с характеристиками стояния и ходьбы инвалида	444
24.12. Исследование вариативности временной структуры шага	450

24.13. Достоверность исследований в биомеханике протезирования и протезостроения	466
Глава 25. Протезы нижних конечностей с внешним источником энергии	471
25.1. Анализ подходов по созданию протезов нижних конечностей с внешним источником энергии	471
25.2. Биомеханические предпосылки к разработке протеза бедра с внешним источником энергии	474
25.3. Моделирование кинематических и энергетических характеристик для опорной фазы ходьбы на протезе бедра с внешним источником энергии	476
25.4. Расчет расположения приводов или других управляемых механизмов в протезе бедра	488
25.5. Биомеханические особенности построения моторизованного протеза бедра с возможностью медленного бега	492
25.6. Принципы построения моторизованного протеза бедра с активной толчковой функцией	497
25.7. Определение характеристик привода моторизованного протеза бедра с использованием метода параметрической оптимизации	502
25.8. Конструкция макета протеза бедра с активной толчковой функцией и данные экспериментального исследования ходьбы	506
25.9. Результаты биомеханических испытаний стоп для моторизованного протеза бедра в пассивном режиме работы	511
25.10. Результаты исследований ходьбы инвалидов на моторизованном протезе бедра	515
25.11. Определение мощности электропривода моторизованного протеза бедра в зависимости от массы инвалида	521
25.12. Повышение функциональности моторизованного протеза бедра	524
25.13. Пути снижения мощности электропривода моторизованного протеза нижней конечности	527
25.14. Анализ работы маховикового электропривода протеза нижней конечности	536
25.15. Макет протеза бедра с гидравлическим устройством, управляемым биотоками мышц культы	551
25.16. Предпосылки реализации пневматических систем управления в протезах нижних конечностей	560
25.17. Исследование ходьбы на протезе бедра с управляемым электромеханическим коленным узлом	564

Б.С. Фарбер, А.С. Витензон, И.Ш. Морейнис

**ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ
ОСНОВЫ ПОСТРОЕНИЯ
ПРОТЕЗОВ
НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ
И КОРРЕКЦИИ ДВИЖЕНИЯ**

ПОД РЕДАКЦИЕЙ Д-РА ТЕХН. НАУК, ПРОФЕССОРА
АКАДЕМИКА РАМНТ
Б . С . Ф А Р Б Е Р А

Книга третья

Часть вторая

МОСКВА
ЦНИИПП
1995

ФАРБЕР Б.С., ВИТЕНЗОН А.С., МОРЕЙНИС И.Ш.

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПОСТРОЕНИЯ ПРОТЕЗОВ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ И КОРРЕКЦИИ ДВИЖЕНИЯ

Во второй части третьей книги рассмотрены вопросы искусственной коррекции движений при ходьбе на протезах, включающие принципы, методы и средства искусственной коррекции движений; приведены результаты искусственной коррекции ходьбы инвалидов на протезе голени и бедра посредством электростимуляции мышц; рассмотрены некоторые биомеханические методики. Приведены теоретические основы построения ортопедических аппаратов на нижнюю конечность, сформулированы технические требования к протезам, узлам, модулям протезов нижних конечностей различных функциональных типов. Этим томом авторы заканчивают первый этап создания теории построения протезов и коррекции движения. Рассматривая приведенную теорию диалектически, авторы оставляют за собой право по мере накопления нового материала расширить и углубить сведения по этой гуманной, наукоемкой и чрезвычайно интересной проблеме.

К изданию подготовил:

Редактор Г.А. Вялова
Художественный редактор В.Г. Можжевельова
Корректор Т.В. Кутузова

© Б.С. Фарбер
А.С. Витензон
И.Ш. Морейнис

Часть V

**Искусственная коррекция движений
при ходьбе на протезах**

ГЛАВА 26. Принципы, метод и средства искусственной коррекции движений

До сих пор проблема улучшения ходьбы инвалидов сводилась к созданию более совершенных средств протезно-ортопедической техники, разработке более эффективных способов подготовки к протезированию и обучения при ходьбе.

В настоящее время появилась возможность нового решения этой проблемы путем соединения действия протезно-ортопедических средств с действием искусственной коррекции движений (ИКД) посредством электрической стимуляции мышц (ЭС) в соответствующие фазы цикла ходьбы.

В отличие от традиционного метода ЭС в покое, направленного на восстановление функции отдельного органа — мышцы человека, метод ИКД ставит более сложную задачу: реабилитацию целостного двигательного акта, например, ходьбы человека.

Эта главная черта ИКД определяет его основные особенности:

— ЭС включается в определенные фазы локомоторного цикла, соответствующие фазам естественного возбуждения и сокращения мышц;

— интенсивность ЭС устанавливается по критерию достаточности для коррекции данного движения, вследствие чего тренировочный эффект, как правило, достигается при использовании средних физиологических напряжений мышц;

— в качестве объекта стимуляционного воздействия выступает не отдельная мышца, а многие мышцы конечностей или туловища;

— в результате усиления функции ослабленных мышц и коррекции неправильных движений происходит постепенное формирование приближающегося к норме двигательного стереотипа.

ЧАСТЬ V. ИСКУССТВЕННАЯ КОРРЕКЦИЯ ДВИЖЕНИЙ ПРИ ХОДЬБЕ НА ПРОТЕЗАХ	3
Глава 26. Принципы, метод и средства искусственной коррекции движений	4
26.1. ДМФ при ходьбе на протезах и его происхождение	5
26.2. Показания и противопоказания к коррекции движений посредством ЭС мышц при ходьбе на протезах нижних конечностей	24
26.3. Организация искусственной коррекции движений при ходьбе на протезах голени и бедра	26
26.4. Средства искусственной коррекции движений при ходьбе	51
Глава 27. Результаты искусственной коррекции ходьбы инвалидов на протезе голени посредством электростимуляции мышц	55
27.1. Влияние курса коррекции ходьбы на функциональное состояние усеченной конечности	56
27.2. Влияние курса коррекции движений на структуру ходьбы на протезе голени	62
27.3. Влияние коррекции движений на энергетику ходьбы и состояние сердечно-сосудистой системы	73
27.4. Отдаленные результаты коррекции движений при ходьбе	78
Глава 28. Результаты искусственной коррекции ходьбы на протезе бедра посредством электрической стимуляции мышц	82
28.1. Особенности применения ИКД при первичном протезировании	83
28.2. Влияние курса коррекции ходьбы на функциональное состояние мышц и периферического кровообращения	87
28.3. Изменение структуры ходьбы на протезе бедра в процессе первичного протезирования под влиянием коррекции движений	91
28.4. Изменение энерготрат при ходьбе инвалидов на протезе бедра	108
28.5. Оценка отдаленных результатов	110
28.6. Применение ИКД при вторичном протезировании инвалидов с культей бедра	112
Глава 29. Некоторые биомеханические методики	116
29.1. Устройство для определения центров масс тела человека и его сегментов	116
29.2. Устройство для определения тензора инерции тела человека	119
29.3. Методики определения частотной характеристики сегментов нижней конечности человека	122
29.4. Система измерения линейных перемещений общего центра масс тела человека при ходьбе	125
29.5. Методика построения фронтальных перемещений точек тела по данным стереокинограмметрической съемки	129
29.6. Тепловизионная диагностика характера контактирования культи с приемной гильзой при ходьбе на протезе	132

ЧАСТЬ VI. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПОСТРОЕНИЯ	
ОРТОПЕДИЧЕСКИХ АППАРАТОВ НА НИЖНЮЮ КОНЕЧНОСТЬ	.137
Глава 30. Ортопедические аппараты на нижнюю конечность	.138
30.1. Классификация одностороннего поражения нижней конечности у больных с последствиями полиомиелита для ортезирования	.138
30.2. Теоретические исследования построения ортопедических аппаратов нижних конечностей в сагиттальной плоскости	.143
30.3. Биомеханические обоснования схемы построения ортопедического аппарата	.156
30.4. Инерционные характеристики парализованной конечности и ортопедических аппаратов	.163
30.5. Распределение масс в ортопедических аппаратах	.171
30.6. Расположение осей коленного и голеностопного шарниров в ортопедическом аппарате	.186
30.7. Модульный принцип построения ортопедических аппаратов на нижнюю конечность при вялом параличе	.193
30.8. Упругие элементы в ортопедических беззамковых аппаратах для нижних конечностей	.218
Глава 31. Формирование технических требований к протезам, узлам, модулям протезов нижних конечностей различных функциональных типов	.243
31.1. Формирование категорий инвалидов, пользующихся различными по функциональному назначению протезами	.244
31.2. Искусственные стопы	.249
31.3. Искусственные суставы, механизмы, узлы, модули	.256
31.4. Особенности проектирования протезов голени	.272
31.5. Особенности проектирования протезов бедра	.273
31.6. Особенности проектирования протезов после вычленения бедра	.274
31.7. Особенности проектирования протезов при врожденном недоразвитии нижних конечностей	.275
31.8. Исходные данные на проектирование модульных систем для протезов нижних конечностей	.275
31.9. Перспективные задачи в области НИР и ОКР по конструированию модульных узлов	.277

Biomechanical basis of choosing the rational mass and its distribution throughout the lower limb prosthesis segments

Boris S. Farber, DSci, PhD and Ijekusijel Sh. Moreinis, PhD

Central Research Institute of Prosthetics and Prosthesis Design, 127486 Moscow, Russia

Abstract—A solution for finding a rational distribution of mass in lower limb prostheses has been considered based on the formal premise favoring the identification of the movements of a prosthetic and an intact leg. For the purpose of simplicity, an analysis has been carried out for only the swing phase, the data about the properties of moving segments being determined without integrating differential equations of motion. At the formation of equations of motion, an assumption that body segments are absolutely rigid and have constant moments of inertia and locations of the center of mass was taken into consideration. Based on independent proportions formed of combinations of the coefficients of equations of motion, a system of three equations has been formulated and solved in relation to the mass values sought: a static radius and a radius of inertia of the prosthesis complex link “shin + foot + footwear.” From the six unknowns included in the equations, three values are chosen as mean values determined empirically. The solution of obtained equations results in the following conclusions: the parameters of the mass distribution in a “shin + foot + footwear” complex link depend on the amputation level and the patient’s mass. These data, reported in appropriate tables, may be used in prosthetics practice. Recommendations have also been presented with regard to a prosthetic mass relative to the age of the person with amputation and a method of a balancing of prostheses aimed at the achievement of a rational distribution of masses. The analysis of obtained equations has also allowed us to make recommendations about the artificial foot mass. It has been concluded that a reasonable desire to reduce the mass of the prosthetic

segments is not an end in itself, but is only the means of a rational distribution by means of balancing. It has been proved that rational prosthetic fitting results in decreased energy costs and overloads are decreased and a normalized gait.

Key words: *above-knee prosthesis, below-knee prosthesis, center of mass, mass center location, moment, prosthetics, residual limb.*

INTRODUCTION

The principle of symmetry in prosthetics is most generally expressed as the requirement of at least formal identity in controlling the motion of the prosthetic and the sound limb. In this case, it is possible to obtain some data on the characteristics of the moving bodies without integrating differential equations of motion. In mechanics, such a method is called the method of mechanical similarity (1). We shall use this method to solve concrete problems, determining the rational distribution of masses throughout lower limb prostheses. To simplify the consideration of the mass distribution problem, we have limited our study to the swing interval alone. This approach can be substantiated by the following reasons: during standing or walking, the person with amputation leans his/her prosthetic side on a surface, so the weight and other inertial characteristics of the prosthesis produce less effect on his or her energy expenditures. But as soon as the prosthetic limb is lifted, the inertial characteristics of the residual limb/prosthesis system immediately begin to influence the qualitative and quantitative characteristics of motion.

Address all correspondence and requests for reprints to: Professor and Academician Boris S. Farber, DSci, PhD, 1781 East 17th Street, Apt #A5, Brooklyn, NY 11229.

Dr. Farber’s address when in Moscow is: Central Research Institute of Prosthetics and Prosthesis Design, 3 Ivan Susanin Str., 127486, Moscow, Russia.

It should be noted that the application of the principle of mechanical similarity does not exclude other reasonable assumptions leading to different solutions. Thus, Godunov (2) assumed that the masses of both the prosthetic and sound limb segments must be in the same proportion. This opinion can be recognized as valid only for those prosthetic limb segments which do not involve a residual limb, such as the shin section and artificial foot of an above-knee (AK) prosthesis.

Some research papers provide a priori recommendations on the prostheses mass. Roschin and Delov (3) consider the optimum weight of an AK prosthesis to be within 2.7–3.6 kg and the weight of a below-knee (BK) prosthesis to be 2.3–2.9 kg. Staros (4) stresses in his paper that he considers it incorrect to automatically assume greater energy expenditures for heavier prostheses. He asserts that the work of hip muscles is influenced by the distribution of mass throughout the prosthesis: that is why it is necessary to raise the total center of mass location of a prosthesis by reducing the weight of its distal portion.

METHODS

We shall consider the problem of rational distribution of mass by means of the similarity method.

Differential Equations of Motion

Figure 1 presents a dynamic model of human walking in the form of a 9-link biokinematic chain with 11 degrees of freedom. Lower limb segments (hip, shank, fore and hind sections of feet) are presented by four links; trunk, neck, head, and arms (presented as one link).

Movable links rotate around the axes of a coupling O_i with the centers of masses concentrated in the points C_i . The generalized coordinates are chosen to be X, Z , the horizontal and vertical displacements of the point O_i (the center of the hip joint) and ϕ_i (the angular displacements of the pelvic and lower limb links from the vertical axis).

While formulating the equations, the following assumptions were admitted: the body segments are absolutely rigid, the distribution of masses within each link is constant and does not depend either on muscular tension or spatial interrelation of the links, and the links have constant inertial moments and the positions of centers of masses $J_i = \text{Const.}, l_i = \text{Const.}$ The couplings between the links are stationary and the system is

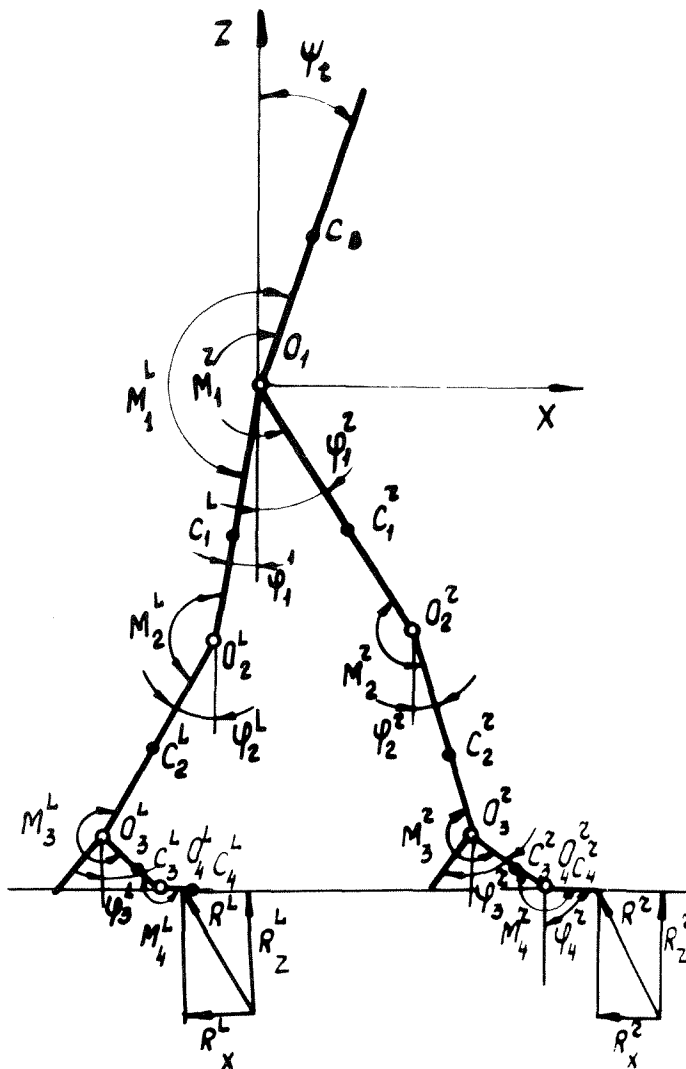


Figure 1. Dynamic model of human gait.

incapable of being integrated. The motion is possible due to the muscular forces, called joint forces, the moments of which are applied in the centers of rotation.

On the basis of the mechanical principle of releasing from couplings, the interaction of lower limbs with the support surface is replaced by the ground reaction, the components of which are marked R_x and R_z . In that case, both R_x and R_z act as external forces. The differential equations of motion of the system are formulated using Lagrange II equations:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_i} = Q_i$$

The motions of the suggested system are described by the second-order differential equations and in general can be presented as follows:

$$M_i = M_{i+1} + \sum_{j=1}^4 \alpha_{ji} [\ddot{\phi}_j \cos(\phi_j - \phi_i) + \phi_j^2 \sin(\phi_j - \phi_i)] +$$

$$c_i [\ddot{x} \cos \phi_i + (\ddot{z} + g) \sin \phi_i] - D_i (R_z \sin \phi_i - R_x \cos \phi_i);$$

$$\alpha_{ij} = \alpha_{ji} = \left(\frac{P_j}{g} l_i + \frac{\sum_{k=i+1}^4 P_k}{g} L_j \right) L_i; D_i = \begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \\ L_R \\ x \end{bmatrix}; \quad [1]$$

$$\alpha_{ii} = \frac{P_i}{g} \rho_i^2 + \frac{\sum_{k=i+1}^4 P_k}{g} L_i^2; c_i = \frac{P_i}{g} l_i + \frac{\sum_{k=i+1}^4 P_k}{g} L_i;$$

Here P_i = masses of segments;

L_i = lengths of segments;

l_i = static radii;

ρ_i = inertial radii of segments;

g = acceleration of the gravity force;

ϕ_i = generalized coordinates;

R_x, R_z = horizontal and vertical ground reaction components;

x, y = load point coordinates.

The equations presented above can be considered as the formulae determining the moments of muscular forces, having the data on generalized coordinates, changes, ground reaction, and its load point. The necessary information can be obtained by an experimental method.

The Application of the Mechanical Similarity Method

Let us assume that each system of equations is recorded twice for two models, one of them imitating the motion of the sound limb (index "c"), the other, that of the prosthetic limb (index "p").

In that case, the main requirement of mechanical similarity (i.e., the requirement of the formal identity of equations of motion for both models will be observed) is met, provided that

$$\begin{aligned} x_p &= x_c; z_p = z_c; \\ \frac{\alpha_{ijp}}{\alpha_{ijc}} &= \frac{C_{ijp}}{C_{ijc}} = \frac{M_{ip}}{M_{ic}}, \end{aligned} \quad [2]$$

where $K = \text{Const}$, $a_{ij} = C_{ij} = M_i$ are the coefficients of equations, the joint moments.

To prove the identity of equations, it is sufficient to make replacements in the equations for model II

$$\alpha_{ijp} = k \alpha_{ijc}, C_{ijp} = C_{ijc}, M_{ip} = M_{ic} \quad [3]$$

to obtain the equations for model I.

The conditions of Equation 1 make it possible to work out a series of independent proportions, which are reduced to the system of three equations with six unknown quantities by means of using biomechanical constants (5).

It should be noted that the coefficients of the system of equations in Equation 1 present the combinations of inertial and geometric characteristics of the human body limb segments.

The results of numerous investigations in the fields of anthropology, anatomy, and biomechanics made it possible to establish regular relations between characteristics of separate segments and the human body as a whole (6,7). It is important to note that at the present time the investigations in this field are carried out to meet the needs of not only prosthetics manufacturing but robotics technology, aviation, and space medicine as well. Therefore, the following parameters are well known: the relative linear dimensions of the human body segments, expressed in relative units "P" (where "P" is 1/56 of human height); the relative masses of segments (the mass of the whole body = 100 percent); the coordinates of mass centers (the human height = 100 percent); and the coordinates of joint centers in percentages of the human height and the proximal joints. The positions of partial mass centers and the value of inertial radii of limb segments measured from a proximal joint are also determined. For the first time the calculations of the mass, the partial mass centers, and the inertial radii of a lower residual limb for different levels of amputation were carried out. It was performed using the approximation method with bodies of rotation recommended by reference books on mechanics (8).

Distribution of Masses Throughout a Prosthesis

The independent proportions obtained from conditions (9) are recorded as the system of equations solved in relation to P_2, l_2, ρ_2 (i.e., the mass, the static radius, and the inertial radius) related, respectively, to the human body mass P and the link length L . Note that the derived system of three equations has six unknown quantities, three of them having been chosen the mean as the result of a considerable number of measurements:

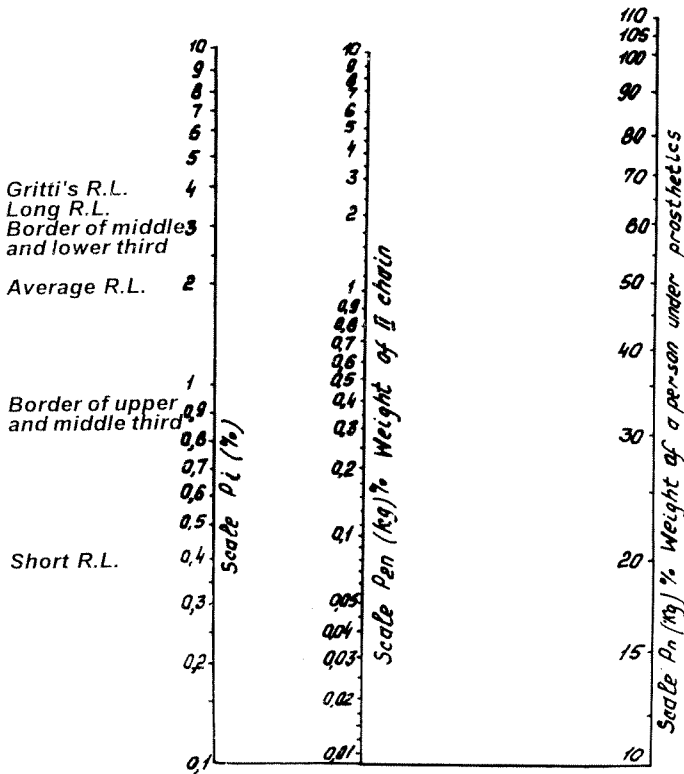


Figure 3. A nomogram for determining the calculated mass (P2) of the II chain. R.L. = residual limb.

Not rejecting other hypotheses, we demand that the masses of the prosthetic limb segments be in the proportion identical to that of a sound limb, that is,

$$\frac{P_{gg} + P_{sg} + P_0}{P_{sp} = P_0} = \frac{P_g + P_s + P_0}{P_s + P_0}, \quad [9]$$

where P_{gg} and P_g are masses of a prosthetic shank and a natural shank, and P_{sp} and P_s are masses of a prosthetic foot and a natural foot, and P_0 is the mass of the footwear. After a simple transformation, the following calculation formula for a prosthetic foot is obtained:

$$r_{sp} = \frac{P_{sp}}{P} = r \frac{0.0165 + r_0}{0.0640 + r_0} - r_0, \quad [10]$$

where r is the relative mass of chain II (shank + foot + footwear), and r_0 is the footwear mass, related to the human body mass.

The structure of Equation 10 shows that the prosthetic foot mass depends on the amputation level. In

the actual range of the footwear mass, r_0 , it increases, but does not decrease with the increase of the footwear mass. This is illustrated in the graph $r_{sp} = f(r_0)$ shown in Figure 6.

To determine the value of prosthetic foot weight characteristics, we chose $r_0 = 0.005 P$ (i.e., we assume that the footwear mass makes up 0.5 percent of the human body mass). Hence

$$r_{sp} = \frac{P_{sp}}{P} = 0.312r - 0.005 \quad [11]$$

Using this formula, we calculate and tabulate (Table 3) the correlation between the mass of a prosthetic foot and the patient's level of amputation.

It should be stressed that the identity of initial equations leads to the continuous functional correlation between the mass of a complex chain and the amputation level, despite the fact that the AK residual limb is placed in the AK socket, while the BK residual limb is a component of a complex chain.

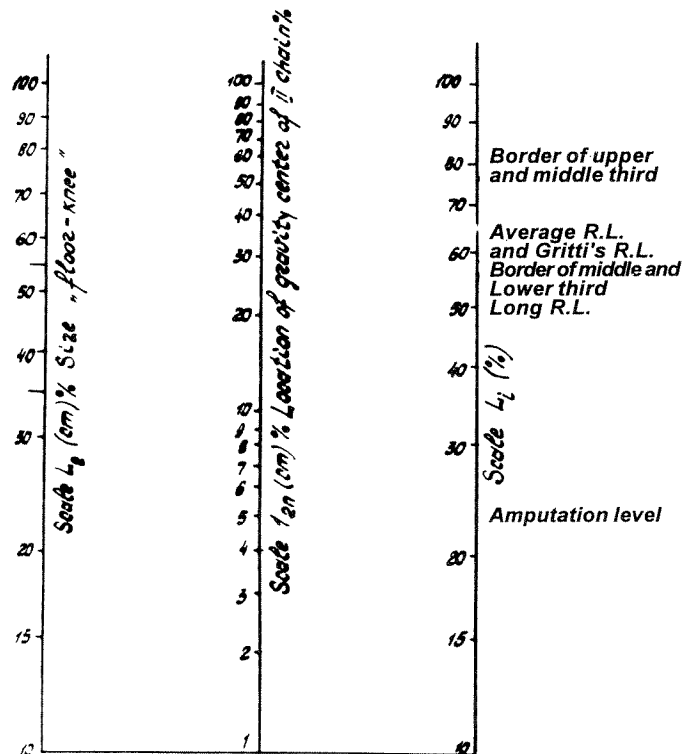


Figure 4. A nomogram for determining the calculated value of the static radius (12). R.L. = residual limb.

RESULTS AND DISCUSSION

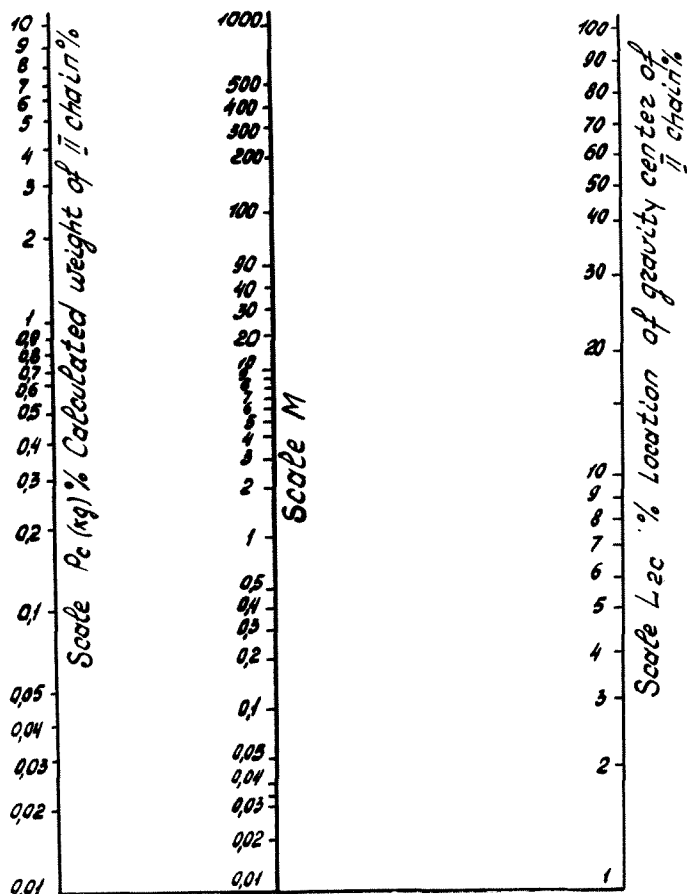


Figure 5. A nomogram for determining the calculated value of the static moment (Mp).

Let us illustrate the final results of the calculations in Table 4 and note that they agree with numerous experimental data obtained by direct weighing of cadaver materials and by using models: by means of swinging, twisting, etc. It is important to note that Table 4 shows the mass of the residual limb with and without atrophy. The data are valid for the Russian classification of residual limbs.

The figures given in Table 4 can be called the biomechanical constants. It results from the fact that the root-mean-square deviations for all these figures range within ±3 percent. This was shown by different authors, by the result of our investigations, and first of all by Bernstein (10).

Thus, each of these figures is constant for a human body as, for example, the temperature 36.6° C is normally characteristic of a healthy body.

Using the data given in Table 4, it is possible to interpret Equation 5 as formulae for determining the masses of a complex chain, the static radii, and the inertial radii for AK prostheses of various design and draw up the graphs and the corresponding calculation tables. Figure 7 shows the mass-inertial characteristics of a complex chain shank + foot + footwear for AK prostheses of various designs, depending on the amputation level, and Table 1 gives their numerical data.

Assuming that the socket mass of a modern AK prosthesis is not more than 0.8 kg, we created a table of numerical data for an AK prosthesis, depending on the level of amputation and the human body mass. Table 5,

Table 1. Parameters of a complex chain "shank + foot + footwear" masses distribution throughout an above-knee prosthesis.

#	Level of amputation	Parameters of a complex chain (%)		
		$r = \frac{\sim}{P, \%}$	$l = \frac{\sim}{L, \%}$	$\mu = \frac{\sim}{L_1, \%}$
1	Short above-knee RL	0.44	98.7	85.0
2	Border of upper and middle third	0.95	69.4	71.8
3	Half of a hip	2.02	56.5	64.8
4	Border of middle and lower third	3.10	54.5	63.6
5	Long above-knee RL	3.44	55.1	63.9
6	Gritti RL	4.20	58.8	66.1

RL = residual limb

Table 2.

Parameters of distribution of masses throughout a complex chain “shank + foot + footwear” for a below-knee prosthesis without thigh corset.

#	Level of amputation	Characteristics of a complex chain (%)		
		$r = \frac{\sim}{P, \%}$	$l = \frac{\sim}{L, \%}$	$\mu = \frac{\sim}{L_1, \%}$
1	Short below-knee RL	3.2	67	71
2	Border of upper and middle third	2.8	74	75
3	Half of a shank	2.4	81	80
4	Border of middle and lower third	2.0	88	85
5	Long RL	1.7	94	88
6	Pirogov (Syme’s) RL	1.2	100	95

RL = residual limb

in the Appendix, shows the prosthetic mass without taking into account the mass of the footwear.

The analysis of **Table 5** may seem surprising, but the logic of regularities in correlation between the amputee’s mass and the level of amputation is quite convincing: the shorter the residual limb and the lighter the patient, the lighter the prosthetic mass must be. Some recommendations disagree with technological possibilities: the seemingly large prosthetic mass for those patients who weigh more than 90 kg and have a long residual limb, may cause a negative reaction. However, experience shows that as a rule, walking on prostheses with the rational distribution of masses requires less energy expenditure and is accompanied by less asymmetry between the gait of the prosthetic and the sound limb.

Similar calculations were performed for BK prostheses and also for elderly persons with amputation. The approach to prosthetics for the elderly is based on the assumption that the age-related reduction of physical fitness is equal to the increase in time spent on performing a motional task such as walking, running, or swimming (11).

This is illustrated in the equation $TA=KA \cdot TF$, where TA is the age-related time, TF is the actual time spent on performing a motional task, and KA is the age index.

If, for example, the time shown by a runner is multiplied by KA for his age in years, the result is the age-related time, that is, the time spent for covering the distance by a runner of 20–34 years.

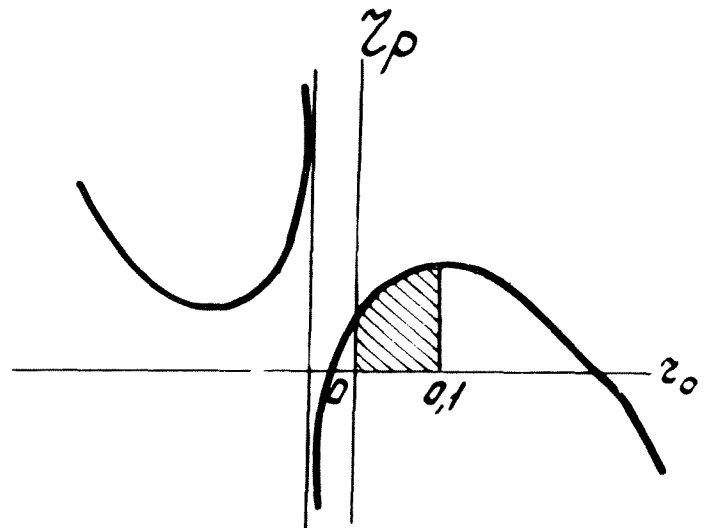


Figure 6. Artificial foot mass in dependence on the footwear.

Shown below are the age indexes KA:

Age	KA
20–34	1.00
50	0.87
60	0.78
65	0.74
70	0.70
80	0.63

Using these indexes we can create **Table 6** (see Appendix), presenting the AK prostheses mass for elderly persons with amputation.

Table 3.

Mass of a prosthetic foot (kg).

#	Level of amputation	Amputee's body mass (kg)					
		50	60	70	80	90	100
1	Short above-knee RL	0.066	0.080	0.093	0.107	0.120	0.133
2	Border of upper and middle third of a hip	0.146	0.175	0.204	0.233	0.262	0.291
3	Half of a hip	0.312	0.375	0.438	0.500	0.563	0.625
4	Border of middle and lower third of a hip	0.480	0.576	0.673	0.768	0.865	0.961
5	Long above-knee RL	0.535	0.642	0.749	0.855	0.963	1.070
6	Gritti RL or knee disarticulation	0.658	0.787	0.920	1.052	1.185	1.316
7	Short below-knee RL	0.512	0.614	0.716	0.818	0.921	1.026
8	Border of upper and middle third of a shank	0.450	0.540	0.630	0.720	0.810	0.900
9	Half of a shank	0.388	0.465	0.543	0.620	0.697	0.775
10	Border of middle and lower third of a shank	0.325	0.390	0.455	0.520	0.585	0.650
11	Long below-knee RL	0.279	0.335	0.390	0.490	0.502	0.557
12	Pirogov (Syme's) RL	0.200	0.241	0.281	0.321	0.361	0.401

RL = residual limb

We have noted already that the present level of prosthetics technology does not allow us to follow all the above-mentioned recommendations for all weight groups and levels of amputation. However, all of these recommendations are valid for middle and lower-level AK amputations.

It is somewhat easier to solve the problem of the rational masses distribution throughout a BK prosthesis (Figure 8 in the Appendix). Using the formulae analogous to Equation 5, the following mass-inertial characteristics of a complex chain shank + foot + footwear for a BK prosthesis without a thigh socket can be presented.

In Table 2 P_1/P , l_1/L_1 , ρ_1/L are the mass, the static radius, and the inertial radius of a complex chain shank + foot + footwear related, respectively, to the human body mass P and the distance knee-floor L_1 .

Table 7 in the Appendix shows the dependence of the BK prosthetic mass without thigh corset not considering the footwear mass.

Recent publications provide information on considerable success in manufacturing BK prostheses. Thus, Rothschild (12) reports of a BK prosthesis, the mass of which amounts to 0.680 kg.

The following assumptions can be used to solve the problem of the optimal choice of a prosthetic foot

mass. Let us take into account the recommendations about the mass of a complex chain shank + foot + footwear obtained from choosing the rational distribution of masses throughout an AK and a BK prosthesis. Thus, we tabulate the data obtained from Tables 1 and 2 into Table 8.

In Table 8 (see Appendix), as well as in the above given tables, P_2 is the mass of a complex chain, related to the human body mass.

The analysis of Table 3 shows that the greatest difficulties arise while trying to choose a prosthetic foot for the high levels of AK amputations and long BK residual limbs. However, the principle of seeking prosthetic foot designs of minimum mass is preferred in order to obtain the rational distribution of masses throughout the whole prosthesis using the balancing technique. It should be noted that the problem of designing prosthetic feet with variable mass is urgent, though rather difficult. Modern prosthetic feet lack such design possibilities, and the mean mass value ranges between 0.4–0.6 kg.

An Example of the Calculation of the Balance

1. The weight of the person with amputation (dressed, but not wearing a prosthesis) $P=71.6$ kg.

Table 4.
Mass, mass center location and inertial radius of a residual limb.

#	Level of amputation	RL mass as percentage of the human body mass		Distance from RL mass center in % of the human height	Radii in parts of segment length from knee joint (for a shank) and from hip joint (for a thigh)	
		without atrophy	with atrophy		static radius	inertial radius
0	Shank and foot	6.40	—	14.04	0.505	0.591
1	Pirogov (Syme's) RL	4.75	3.32	18.19	0.361	0.416
2	Long below-knee RL	4.63	3.24	19.27	0.322	0.382
3	Border of middle and lower third of a shank	4.00	2.80	20.54	0.272	0.327
4	Half of a shank	3.00	2.10	22.26	0.203	0.288
5	Border of middle and upper third of a shank	1.93	1.35	24.40	0.141	0.209
6	Short below-knee RL	0.92	0.64	26.50	0.069	0.122
7	Gritti RL	11.58	8.10	42.48	0.437	0.521
8	Long above-knee RL	10.20	7.15	43.24	0.377	0.449
9	Border of lower and middle third of a hip	8.70	6.08	44.47	0.314	0.357
10	Half of a hip	6.90	4.82	46.63	0.232	0.286
11	Border of middle and lower third of a hip	4.85	3.40	48.33	0.144	0.147
12	Short above-knee RL	2.56	1.79	50.29	0.078	0.130
13	Disarticulation of a whole leg	0.00	0.00	52.13	0.000	0.000

RL = residual limb

2. The level of amputation: the border of the middle and the lower third of a hip.
3. The knee-floor distance $L_2=48$ cm.
4. The actual mass of a complex chain (shank + foot + footwear) $P_F=1.75$ kg.
5. The actual static moment of a complex chain (shank + foot + footwear)=52.5 kgcm.
6. The calculated mass of a complex chain (from **Figure 3**) $P_p=2.15$ kgcm
7. The calculated position of the center of masses (from **Figure 4**) $1p=28$ cm
8. The calculated static moment (from **Figure 5**) $Mp=59$ kg/cm
9. A balancing load $\Delta P=2.15-1.75=0.4$ kg
10. The position of a balancing load

$$l_0 = \frac{59-52.5}{0.4} = 16.2\text{cm}$$

Thus, the load weighing 0.4 kg must be placed at the distance of 16.2 cm from the knee joint axis on the rear surface of the shin tube.

CONCLUSIONS

The application of the "principle of symmetry," which is a biomechanical interpretation of the mechanical similarity method, provides the data on some motional characteristics of a person's lower limbs obtained from the analysis of differential equations of motion without integrating them. In that case, analytical dependencies appear between the individual characteristics of the person with amputation (weight, height, level of amputation, degree of atrophy, and so forth) and the mass-inertial characteristics of the links of the prosthesis intended for this specific person.

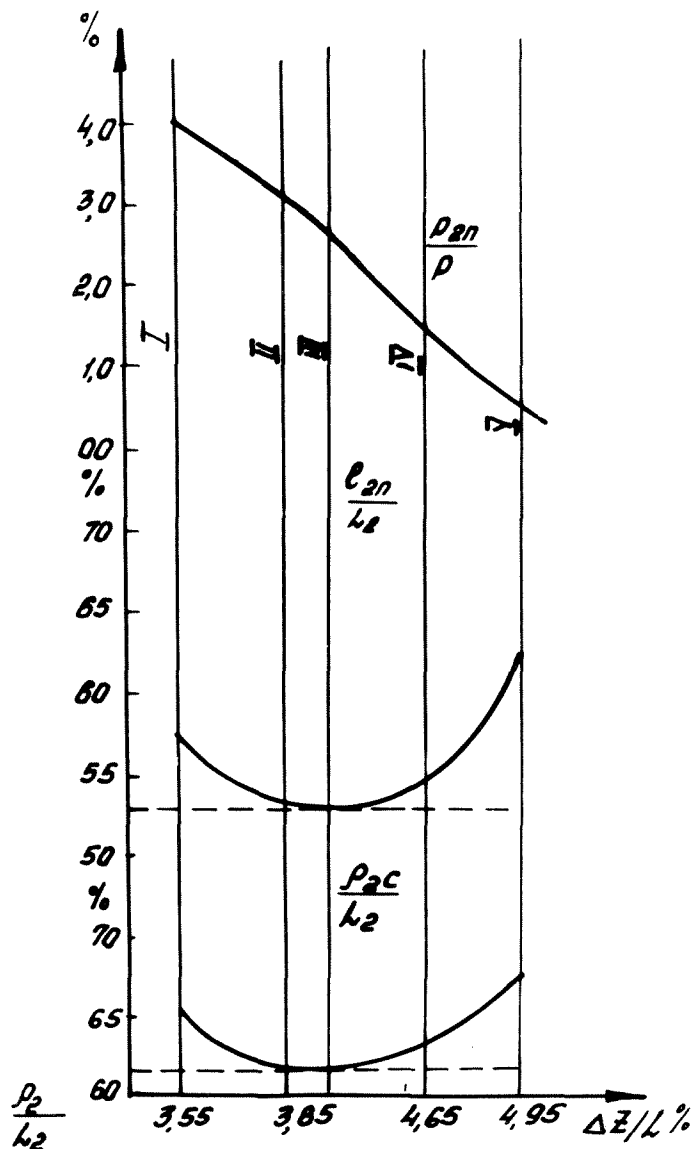


Figure 7.

Mass-inertial characteristics of a complex chain shank "+ foot + footwear" for AK prosthesis.

P_2 is the mass as a percentage of the human body mass; static radius l_2 and inertial radius are expressed as a percentage of the distance "knee-floor" L_2 . On the X-coordinate is the frontal displacement of the total center of masses (TCM) related to the man's height.

I=Gritti stump; II=long stump; III=border of lower and middle third of a hip; IV=half of a hip; V=border of middle and upper third of a hip.

It was discovered that a purposeful striving for reducing the mass of the prosthesis links is not an end in itself but a way of the rational distribution of masses. Thus, it is necessary to lighten the distal section (i.e., to

raise the position of the center of masses in the shank + foot chain of an AK prosthesis) while in a BK prosthesis the proximal section should be lightened.

The comparison of theoretical recommendations with everyday practical possibilities shows that the needs of persons with high-level AK amputations and low-level BK amputations are not satisfied, because all the available prostheses are too heavy for them. This fact determines the direction for investigation.

To achieve complete agreement between the inertial characteristics of prostheses and the theoretical recommendations, the technique of balancing was suggested. The objective clinical, physiological, and biomechanical techniques prove that the rational distribution of masses throughout the prosthesis favorably influences the final result of prosthetic fitting. It reduces energy expenditure and overloading and normalizes the characteristics of walking.

REFERENCES

1. Landau LD, Livshits YM. Mechanics. Moscow: Nauka, 1958.
2. Godunov SF. On weight proportions of prosthetic parts. Problems of prosthetics. In: Proceedings of Leningrad Nauchno-Issledovatel'skiy Institute Protezirovaniya. Leningrad, 1968;5:35-8.
3. Roschin GI, Delov VI. Reducing of weight and raising of durability in prosthetic-orthopedic products. In: Proceedings of Centralny Nauchno-Issledovatel'skiy Institute Protezirovaniya i Protezostroyeniya. Moscow, 1959;4:27-34.
4. Staros A. Joint designs for orthotics and prosthetics. Prosthet Orthot Allied Subj 1970;3(10):1-20.
5. Moreinis IS. Problem of biomechanical asymmetry and its correction in prosthetics. Biophys 1960;5(3):327-33.
6. Tank W. Form und funktion: eine anatomie des menschen. Dresden: Verlag der Kunst, 1955.
7. Moreinis IS, Gritsenko GP. Location of human body TCM depending on the lower limb amputation level, human height and weight. In: Proceedings of Centralny Nauchno-Issledovatel'skiy Institute Protezirovaniya i Protezostroyeniya. Moscow, 1965;15:26-35.
8. Machine-builder's reference book. Moscow: Mashinostroyeniye, 1951;1:167-75.
9. Farber BS. The working out of methods of improvement of a system "man-prosthesis (orthosis)-environment" (Dissertation). St. Petersburg Polytechnical University, 1992:7-9.
10. Bernstein NA. Physiology of movements. In: Basic Physiology of labour. Moscow: OGIZ, 1934.
11. Chuguyev L. Age indexes. Phys culture sport (Moscow) 1988;1:5-13.
12. Rothschild VR, Fox JB, Michael JW, Rothschild RJ, Playfair G. Clinical experience with total thermoplastic lower limb prostheses. J Prosthet Orthot 1990;3(1):51-4.

APPENDIX

Table 5.

Dependence of an above-knee prosthesis mass (kg) on the amputation level and the human body mass.

#	Human body mass (kg)	Short AK RL	Border of upper and middle third	Level of amputation			
				Half of a hip	Border of middle and lower third	Long RL	Gritti RL
1	60	0.665	0.970	1.612	2.260	2.464	2.920
2	70	0.708	1.065	1.814	2.570	2.808	3.340
3	80	0.752	1.160	2.016	2.880	3.152	3.760
4	90	0.796	1.255	2.218	3.190	3.496	4.180
5	100	0.840	1.350	2.420	3.500	3.840	4.603

RL = residual limb

Table 6.

Mass of above-knee prostheses for geriatric amputees, kg.

#	Mass human body (kg)	Short RL	Border of upper and middle third	Level of amputation			
				Half of a hip	Border of middle and lower third	Long RL	Gritti RL
1	60	0.532	0.778	1.129	1.180	1.198	2.360
2	70	0.568	0.850	1.455	2.060	2.250	2.680
3	80	0.603	0.279	1.632	2.314	2.525	3.015
4	90	0.639	1.015	1.775	2.558	2.800	3.350
5	100	0.673	1.082	1.945	2.810	3.080	3.620

RL = residual limb

Table 7.

Dependence of a below-knee without thigh corset prosthesis mass on the amputation level and the human body mass (kg).

#	Human body mass (kg)	Short BK RL	Border of upper and middle third	Level of amputation			Pirogov (Syme's) RL
				Half of a shank	Border of middle and lower third	Long BK RL	
1	60	1.520	1.280	1.040	0.800	0.620	0.320
2	70	1.840	1.560	1.280	1.000	0.790	0.440
3	80	2.160	1.840	1.520	1.200	0.960	0.560
4	90	2.480	2.120	1.760	1.400	1.130	0.680
5	100	2.800	2.400	2.000	1.600	1.300	0.800

RL = residual limb

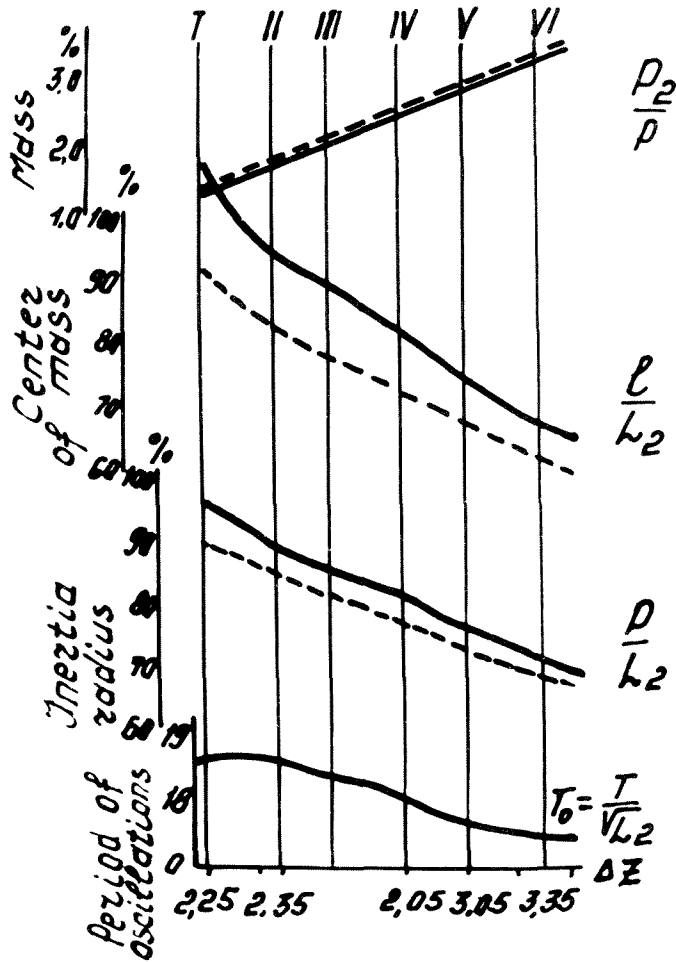


Table 8.
Mass of a complex chain.

#	Level of Amputation	Mass of a chain "shank + foot + footwear"
1	Short above-knee RL	0.44
2	Border of upper and middle third of a hip	0.95
3	Half of a hip	2.02
4	Border of middle and lower third of a hip	3.10
5	Long above-knee RL	3.44
6	Gritti RL or knee disarticulation	4.20
7	Short below-knee RL	3.30
8	Border of upper and middle third of a shank	2.90
9	Half of a shank	2.60
10	Border of middle and lower third of a shank	2.10
11	Long below-knee RL	1.80
12	Pirogov (Syme's) RL	1.30

RL = residual limb

Figure 8.
Mass-inertial characteristics of a complex chain shank "+ foot + footwear" for BK prosthesis.
I=Pirogov stump; II=long stump; III=border of middle and lower third of a shank; IV=half of a shank; V=border of middle and upper third of a shank; VI=short BK residual limb.

An above-knee prosthesis with a system of energy recovery: A technical note

Boris S. Farber, DSc, PhD and Jacob S. Jacobson, PhD

Lower Limb Prostheses and Orthoses Mechanics Laboratory, Central Research Institute of Prosthetics and Prosthesis Design, 127486 Moscow, Russia

Abstract—Knee flexion to 24° during early stance transforms kinetic energy into potential energy of a total center of mass (TCM) position. Flexion is controlled by the musculo-ligamentous apparatus. Reproduction of such flexion in a new single-axis prosthesis knee unit has minimized the metabolic energy cost to the patient by a more favorable use of gravity acting upon the prosthetic segments and the body as well as of inertia. Potential energy is stored in the spring shock absorber of the knee unit. The coefficient of energy recovery increased by 30% in comparison with a conventional above-knee prosthesis. Energy costs to the patient decrease an average of 35% during gait with the new prosthesis. The same amount of unloading during walking is typical of an intact limb. The knee unit mechanism has a link set on the axle, thus providing two joints with a common axis: a) the main joint for knee flexion to 70° during swing phase and flexion to 135° during sitting; b) the second joint for bending at the beginning of stance phase. Compared with conventional units, gait with the new unit displays several functional advantages: 1) normal knee kinematics with movement of a TCM along a trajectory that contributes to an easy rollover of the foot and smooth and continuous translation of the body; 2) shock absorption during early stance prevents impact from the anterior brim of the socket; 3) at mid-stance, the increase

of the TCM position accumulates potential energy that results in a significant increase of the push-off force; 4) during rapid gait, the unit provides adequate resistance to knee flexion; 5) location of the joint axis in front of the line of gravity loads the prosthesis in standing, making possible unimpeded carrying of the prosthesis over the support, the lengths of the prosthetic and the intact limb being equal; in addition, it facilitates flexion before the beginning of the swing phase. Production of the units began in 1992.

Key words: *above-knee prosthesis, energy, gait kinematics and dynamics, resilient bending knee unit.*

INTRODUCTION

Walking is a very complex act involving almost the entire musculoskeletal system and demanding very fine coordination of movements at a subconscious, automatic level.

At optimum speed, walking is highly efficient, requiring relatively negligible energy consumption. The walker makes maximum use of non-metabolic forces: gravity acting on each limb segment and on the body as a whole, inertia of the body parts, and the force of extended muscles working passively as viscoelastic elements capable of transforming potential energy into kinetic energy. The interaction of these forces occurs

Address all correspondence and requests for reprints to: Professor and Adademician Boris S. Farber, DSci, PhD, 1781 East 17th Street, Apt #A5, Brooklyn, NY 11229.

Dr. Farber's address when in Moscow is: Central Research Institute of Prosthetics and Prosthesis Design, 3 Ivan Susanin Str., 127486, Moscow, Russia.

during walking in an almost continuous transformation of one kind of energy into another.

Prosthetic management after above-knee (AK) amputation is not totally satisfactory. Most knee units lack spring-loaded bending (yielding) at heel contact and have their axis posterior to the line of the prosthesis loading.

These shortcomings result in 1) rigid gait, 2) impact to the pelvis at every step, 3) abnormal kinematics, 4) high energy consumption, 5) difficulty in increasing velocity, and 6) an increase of prosthetic functional length that occasionally causes the prosthetist to manufacture the prosthesis shorter than the intact leg.

To eradicate these shortcomings, we have developed a knee unit equipped with a spring-loaded bending mechanism that acts at the moment of heel contact. With the subsequent transition from bending (i.e., complete knee extension), the knee joint axis shifts in front of the line of gravity.

At heel contact, the kinetic energy of the body is partially transformed into potential energy stored in the compression spring of the shock absorber. Afterward (during transition from yielding), this energy is transformed, as a result of some rise of the total center of mass (TCM) and then, during the rollover, into kinetic energy of a translational body motion. Thus, energy efficiency is achieved during stance phase when about 80 percent of the energy required for the walking is consumed.

Within a prosthetic limb, potential energy exists in resilient shock absorbers, such as helical compression springs. Nevertheless, conventional knee units lack a means of reproducing continuous energy recovery in walking and do not transform kinetic energy into effective potential energy.

The theoretical aspects of our development are based on the work of Bernstein (1-3), Cavagna (4-6), Wagner and Catranis (7), Elftman (8), Bresler, et al. (9), Zatsiorsky (10), Bogomolov (11), and Berbyuk (12).

The necessity of emulating normal gait in AK prosthesis gait biodynamics has been considered by many authors, especially regarding the introduction of a specific mechanism into the prosthesis to allow resilient bending at the beginning of heel contact. Appropriate decisions have been presented in the patent of Judge (13), the papers of Judge and Fisher (14), Fisher and Judge (15), Van de Veen, et al. (16), and the construction of the Blatchford Stabilised Knee (17). The main disadvantage of above-mentioned constructions is that the main flexion at the resilient flexion-extension

phase is stopped under the body weight action. Using such a principle for the unit design, it is impossible to reproduce normal biodynamics of gait and provide the transformation of kinetic energy into potential energy and vice versa.

Despite a number of reasonable ideas and original constructive decisions, an AK bouncy knee prosthesis has not been introduced into wide practice. We suppose that this may be explained by a number of shortcomings of the construction: the "locking" of the knee under body-weight action of the Judge knee (13) results in delay of the flexion at the knee joint; the construction proposed by Fisher and Judge (15) is not reliable as a result of using a rubber bushing on the axle, which cannot provide the durability required. Also, an undesirable temporal interval is observed in that design between the moment of finishing the bending and the moment of beginning the flexion before the prosthesis swings over support. Furthermore, the time of bending and the time of exit from the bending are equal, which does not correlate with normal gait biomechanics. In our design, the main flexion and resilient bending are provided in relation to a common axle that makes greater compactness possible. The multiaxial knee unit of Van de Veen, et al. (16) does not guarantee reliable resistance to bending; the construction of the Blatchford Stabilised Knee (17) does not provide a sufficient angle of bending and is extremely expensive.

The purpose of our new prosthetic development was to approximate the action of the anatomic knee as far as possible, so that gait with an AK prosthesis would resemble normal gait. Work on the creation of such a prosthesis began at the Central Research Institute of Prosthetics and Prosthesis Design (CRIP) in 1984 and for 2 years was directed toward working out clinico-physiological and biomechanical concepts; after that, CRIP started the development of the first models and tests on the patients.

In the first model (18), an axis of the main joint and an axis of an additional joint were located in different places in the unit, and a cable, attached to the heel, was used to control the opening of the main joint lock.

In the second model (19), both joints were placed on a common axle, and a knee shock absorber, made with a helical compression spring, placed in the shin tube.

In the third model (20), the helical spring was placed in the lower frame of the knee unit under the knee axle.

In the fourth model (21), a pad placed on the anterior wall of the distal section of the thigh socket and connected by a cable with the lock mechanism was used to control the knee lock opening. The pad is constructed so that the prosthesis socket suction suspension is not damaged.

In the last, fifth model (22), the knee unit (**Figure 1**) has no pad. To open the lock, a small displacement of the thigh in relation to the knee is used at the beginning of the flexion of the residual limb. This is achieved by means of two additional moving links connecting the middle and the upper frames of the knee

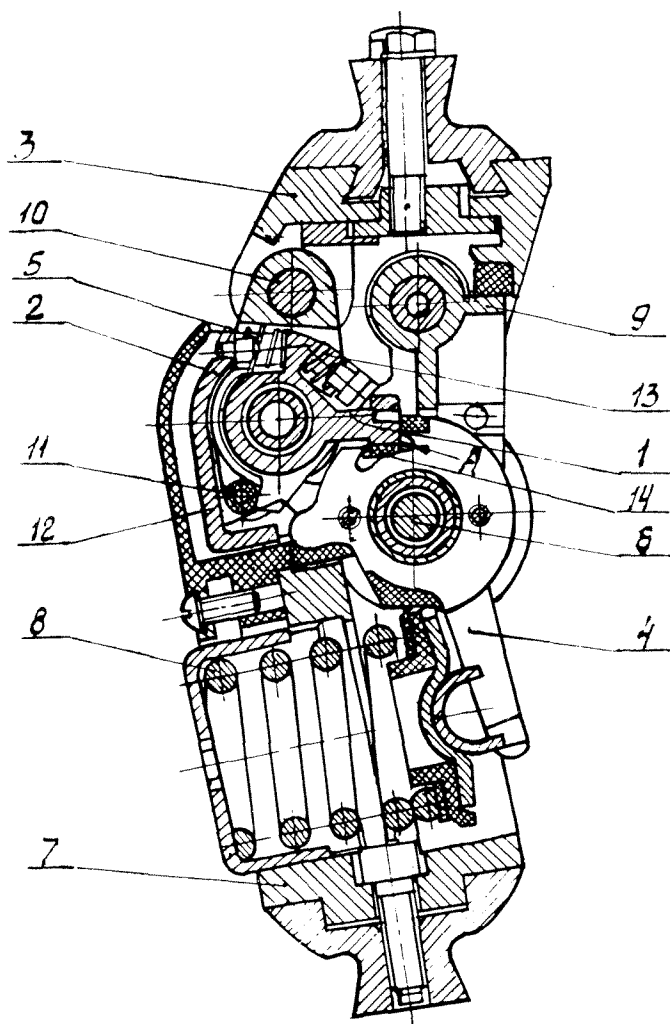


Figure 1.

New knee unit. Principal constructive scheme of the 5th model: #1, a fixative element; #2, a middle knee module frame; #3, an upper knee module frame; #4, an intermediate link; #5, a recuperative spring; #6, a common axle; #7, a lower knee module frame; #8, a knee shock absorber; #9, a crank; #10, a rocking lever; #11, an eccentric; #12, a driver; #13, a safety spring; #14, a resilient spacer; A, a stopper.

unit. Thus, the control mechanism of the lock and all the other knee elements are placed inside the knee module. We began to supply patients with this prosthetic construction at the end of 1992. At present, eight patients successfully use such prostheses. We are to begin serial production sometime in 1995.

METHODS

Function of the new knee unit was compared with that of single axis and 4-bar linkage units and with normal gait. The new knee unit is spring-loaded with a controllable single axis knee module of double action. The AK prosthesis with the new knee mechanism (**Figure 1**) works as follows. In the initial position (standing) and while the prosthetic heel is stepping on a support, a fixative element, #1, of the knee module keeps the main knee joint stationary; that is, between the middle knee frame, #2, (connected to the upper frame, #3, and the thigh socket by a 4-bar linkage mechanism), and an intermediate link, #4. This is because the fixative element, #1, is pressed against stopper A of the intermediate link, #4, thus securing the position with the help of a recuperative spring, #5. While the heel is on the support, cushioned 17° flexion-extension of the knee occurs at the second knee joint relative to a common axle, #6, that is, between the intermediate link, #4, and a lower frame, #7, of the knee module which is connected to the shin.

The potential energy stored at the knee shock absorber, #8, is used during the next stance phase for knee extension, and it further contributes to increase the push-off force from support. During the following rollover of the toe section of the foot, when the line of gravity loading the prosthesis is located in front of the knee joint axis and the residual limb begins flexion relative to the hip joint with a simultaneous heel push-off from support, pressure by the distal residual limb section on the anterior wall of the thigh socket turns a crank, #9, and a rocking lever, #10, of the hinged 4-bar linkage mechanism. As a result of said turn, the rocking lever, #10, pressurizes by means of the eccentric, #11, the driver, #12, which, through a safety spring, #13, brings pressure upon a pivoting lever of the fixative element, #1, providing disengagement of the main joint; after that, the flexion of the main joint begins, doing so before the swing of the prosthesis over the support. This corresponds to normal gait biomechanics.

An essential condition of the main joint disengagement is the transition of the line of the gravity action loading the prosthesis anterior to the axis, #6, of the knee module. In this case the fixative element, #1, is freed from the force of friction between it and stopper A by its protuberance, bringing pressure upon the stopper. The force of the relatively weak recuperative spring, #5, is easily coped with while bringing pressure by the eccentric, #11, upon the driver, #12. The safety spring, #13, more powerful than the recuperative spring, #5, does not impede the compression of the latter. In the case when the line of gravity action loading the prosthesis passes backward from the axis, #6, a summary force of the recuperative spring, #5, and the force of friction between the stopper A and fixative element, #1, exceeds the force of the safety spring, #13. Consequently, the safety spring, #13, will begin to act, and the main knee joint will not disengage. To eliminate knocking during the completion of the extension and the lowering of the fixative element, #1, a resilient spacer, #14, has been placed under the action of the spring, #5, in the recess of the intermediate link, #4.

Temporal, kinematic, and dynamic characteristics of gait were recorded with an IBM PC/AT with a 80286 processor and a coprocessor, by the method developed at the CRIP (23).

Loads on the prosthetic and on the intact limbs were recorded, including three components of ground reactions for each limb and angles at each ankle, knee, and hip. Electromyograms were recorded of subjects walking with different kinds of AK prostheses, using the methods previously reported (24,25).

To compare energy expenditures of subjects using various prostheses, we used indirect calorimetry with a gas analyzer to determine oxygen consumption and carbon dioxide excretion (26).

Prosthetic performance was also examined by comparing optimum and maximum gait velocity. To determine an optimum range of the gait, achievement of an anaerobic threshold in the residual limb was used, with Dopplerography (27). Maximal gait velocity was defined as the achievement of a threshold of lactoacidosis decompensation (28).

Comparative investigations were carried out at the CRIP on nondisabled males ($n=36$; aged 18 to 60 years) and on males ($n=16$, aged 18 to 65 years) with unilateral AK amputation on the level of the middle third, on the border of the upper and middle third, and on the border of the middle and lower third (the femur residual limb length was not shorter than 7 cm; the

shortening from the knee condyles not less than 8 cm). Each of these patients used a prosthesis with a uniaxial knee joint. Additionally, six patients in the same age range were studied who used an AK prosthesis with a 4-bar linkage mechanism.

Gait on a prosthesis equipped with the new knee unit was studied on 32 patients aged 17 to 82 years; 6 patients from this total number were studied in detail. Of the whole group, 60 percent had an amputation because of trauma, the rest because of vascular and oncological diseases. The time interval between amputation and primary prosthetic fitting with the experimental prosthesis was from 6 months to 52 years. Previously, the majority of the patients had used prostheses with uniaxial knee units; three had used the 4-bar linkage.

All six patients studied in detail were fitted with new AK prostheses with a 4-bar linkage mechanism.

The principal distinctions between a uniaxial knee module of double action and a conventional uniaxial knee unit are:

1. an additional joint, placed on the same axle with the main joint, has been introduced for spring-loaded bending;
2. the axle has been advanced 5–10 mm in relation to the prosthesis weightbearing line, in comparison with 10–20 mm backward shift in AK prostheses with the conventional uniaxial joint;
3. in the extended position, the knee module has a setup for 7° flexion;
4. an alternate mode of the main joint operation is provided: a) fixation at heel contact and in standing on the prosthesis; b) disengagement at toe-off and during swing-phase of the prosthesis;
5. a powerful knee shock absorber has been introduced, accumulating potential energy in the first half of the stance phase.

The distinctions between our knee module of double action and the 4-bar linkage knee mechanism are practically the same; the difference is that in the 4-bar linkage knee mechanism a rotation axis is displaced forward during flexion, making the swing-phase of the prosthesis easier as the lengths of prosthetic and intact limbs are equal.

RESULTS

The new unit was tested on the subjects (29–31). As a result of 10 years of research, the single-axis,

double action knee unit has been created at the CRIP providing free flexion of 130° for sitting and $60\text{--}70^\circ$ flexion during the swing of the prosthesis, and providing spring-loaded yielding in the first half of a stance period of the step: it is possible to adjust the yielding angle from 5 to 18° , with a subsequent extension.

This double action is achieved by means of an intermediate link set on the knee joint axis. The knee unit has two independent joints (the dominant, that provides flexion, and the additional, that provides the spring-loaded bending) with a common rotation axis located in front of the gravity line. Resistance to bending at the phase of spring-loaded bending is provided by an automatic lock.

Following the spring-loaded bending, which takes place at the beginning of support on the prosthesis, the leg is straightened due to the action of a rather powerful spring shock absorber. Potential energy is accumulated during the bending phase and is used at the transition from bending. The latter also contributes to the inertia of the moving body.

At the final phase of rollover, the knee is locked by hip flexion when the line of gravity is anterior to the knee axis. In this way, a double guarantee of the prosthesis resistance to bending is achieved.

Figure 2 shows the averaged graphs of temporal, kinematic, and dynamic parameter changes during the cycle of a stride with the new knee unit.

For comparison, graphs are presented in Figure 3 to show walking on a conventional uniaxial knee unit (30).

The same graphs illustrating normal gait are presented in Figure 4 (32, 23).

From the data analysis, it is evident that the AK prosthesis equipped with a spring-loaded bending provides a more symmetrical pattern of gait and more reliable dynamic stability than does a traditional prosthesis. It may be verified by normalization of a τ displacement value (Figure 2) of the moment of an intact leg stepping on support in relation to the moment of the foot-flat stance of the prosthesis.

The maximal average of the bending angle is 11° on the prosthetic side and 19° on the sound side. The flexion angles are practically equal and comprise 74° . At the same time, there is symmetry in walking on a uniaxial knee joint AK prosthesis: the flexion angles are 63° on the prosthetic side and 75° on the sound side.

In walking on a prosthesis with a uniaxial knee unit, extension on the prosthetic side ends at heel contact. In walking on the experimental prosthesis, this

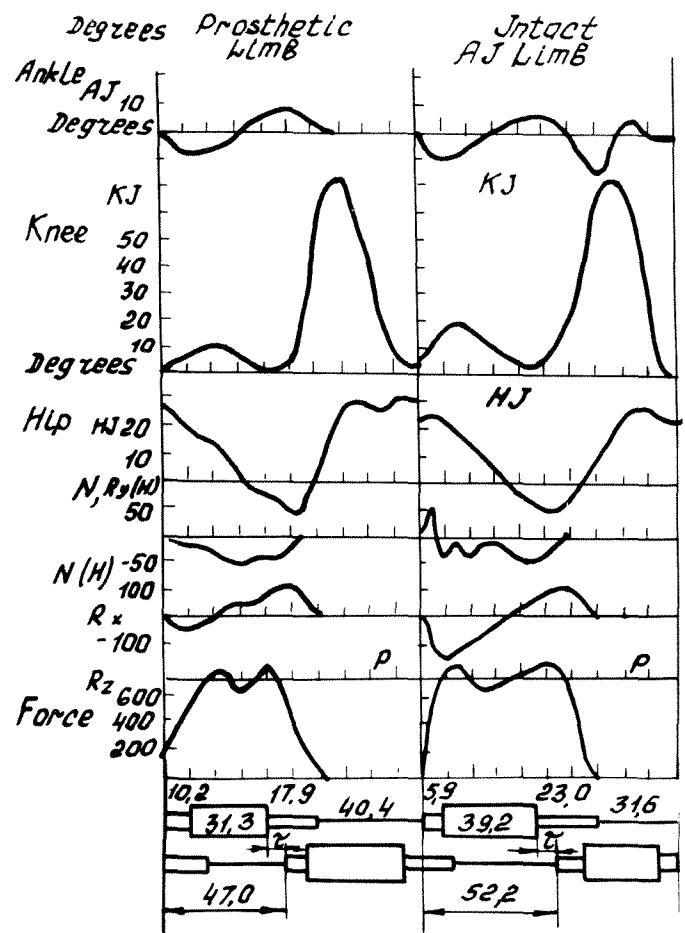


Figure 2.

Change of temporal, kinematic, and dynamic parameters during a stride with the new knee unit.

does not happen; extension is completed in the same way on the prosthetic and on the intact limbs. With the experimental prosthesis, hip kinematics on the prosthetic and intact sides have more approximation to the norm; especially on the intact side. The approximation to the norm may be judged by the presence of a horizontal plateau during the rollover of the heel, by the smooth character of the extension.

Analysis of the ground reaction vertical component shows extreme time asymmetry; nevertheless, amplitude asymmetry is less and comprises, respectively, for the prosthetic and the intact sides the following values (in percentages of body weight):

Heel Strike	103	106
Minimum	84	86
Toe-off	104	107

Significant normalization of toe-off force on the prosthetic side along a longitudinal component of a

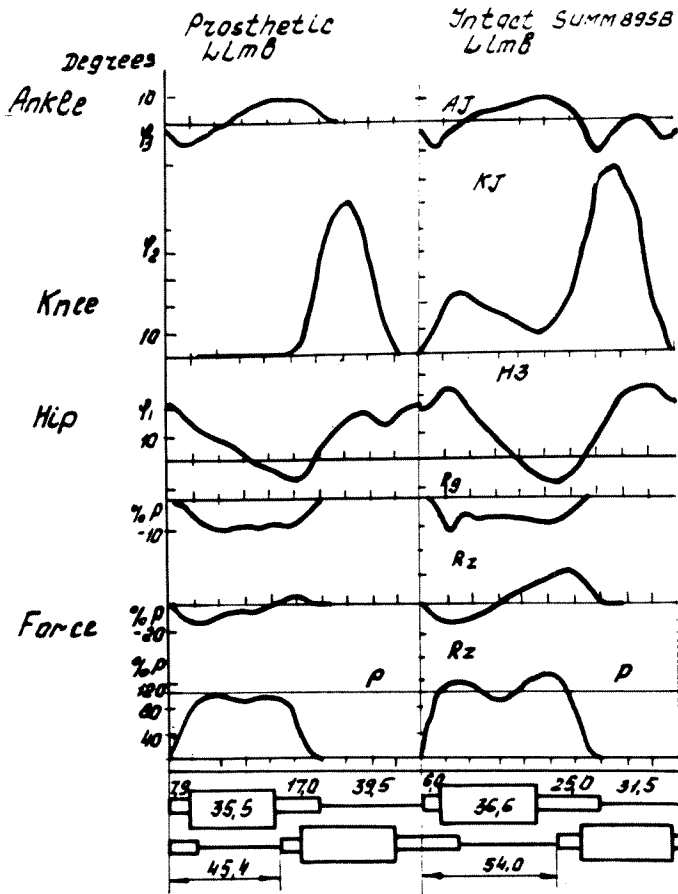


Figure 3. Change of parameters during a stride with a standard uniaxial knee unit.

ground reaction provides efficiency. The following longitudinal vectors (R_x) of the ground reaction for the prosthetic and the intact sides (in percentages of body weight):

Heel Strike	6.2	23
Toe-off	13.5	18

Biomechanical studies of the gait on the new AK prosthesis prove its high functional properties, in particular, as follows:

1. the kinematics of a natural knee at the stance and swing phases are reproduced almost totally;
2. the summary impulses of the push-off force from the support (a longitudinal component of a ground reaction) on the prosthetic and on the sound sides are almost equal;
3. there is no "braking" of the step on the prosthesis;

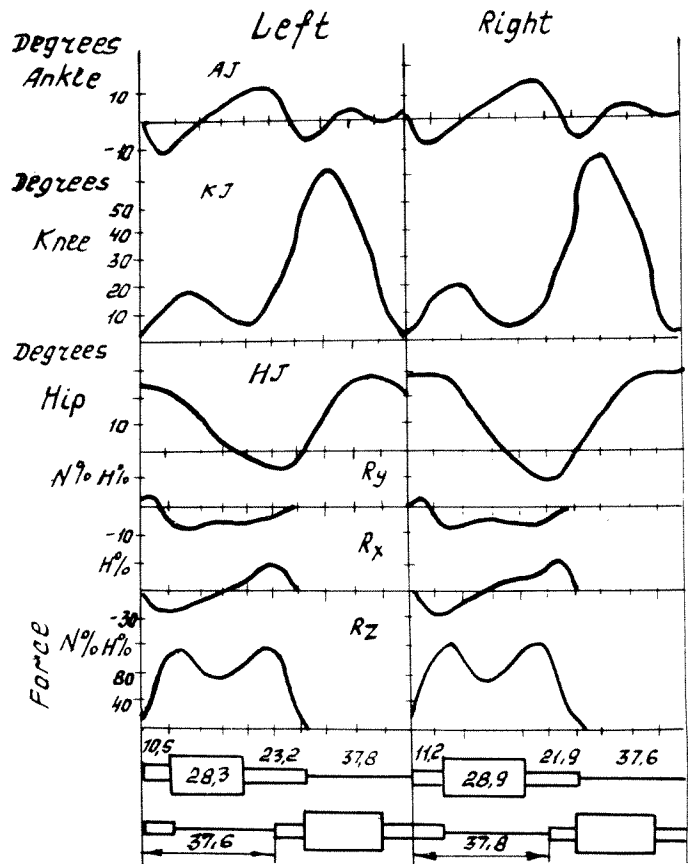


Figure 4. Change of parameters during a stride in normal walk.

4. prosthetic knee flexion begins at the appropriate time before the swing (just following heel-off);
5. the time from the beginning of toe-off until contralateral heel contact (τ) is practically equal for the prosthetic and the intact limbs and comprises approximately 5.8 percent of the stride time (T);
6. the time from the beginning of toe-off until contralateral heel contact is practically equal to zero for the conventional prosthesis and the sound leg (in the norm $\tau=8.7$ percent of T);
7. the time of double support at the end of prosthetic toe-off comprises 14.4 percent of T; in conventional AK prostheses it is 15 percent of T; in the normal leg, it is 11.7 percent; in this way, the time of double support is decreased by 17 percent in comparison with a conventional prosthesis;
8. symmetry of motion is increased significantly and the gait pattern is improved;
9. the variability of kinematic and dynamic indexes is decreased.

Preliminary electromyographic studies of muscles on the sound leg showed substantial lowering of their activity with the new unit in comparison with the conventional knee units. Consequently, the new unit is associated with a decrease of exertion in the intact leg. The average amplitude of electrical activity during the stride decreased by 43 percent. The reduction of activity in the medial gastrocnemius (by 68 percent) as well as in rectus femoris (by 74 percent) and biceps femoris (by 49 percent) was especially significant.

At the same time, activity of thigh muscles on the amputated side increased an average of 45 percent, especially in the biceps. Such activity is advantageous inasmuch as it prevents atrophy of the muscles of the residual limb and sustains their function.

Comparative studies on five patients of the gait energy costs by the method of an indirect calorimetry on the 4-bar link module AK prostheses (without knee bending) and on the double-action spring-loaded knee AK prostheses (with knee bending) showed that the energy costs in walking on an AK prosthesis equipped with knee bending are reduced on average by 35 percent (from 25 to 45 percent in various patients) in comparison with the gait on the AK prosthesis without knee bending.

The comparison of the same prostheses (in 2 patients) by the criteria of an optimum and maximum gait velocity showed:

1. the optimum gait velocity on the prosthesis without knee bending coincided with the speed maximally allowable (1.7 km/hr) and on the prosthesis with the knee bending the maximum gait velocity exceeded 4 km/hr;
2. maximal gait velocity on the prosthesis without knee bending induced signs of myocardial ischemia on electrocardiograms; walking with the same velocities on the prosthesis equipped with the knee bending has not resulted in myocardial ischemia.

This way, the results of studies carried out by various methods, as well as the results of field tests on 32 patients and their subjective feelings, demonstrate a number of advantages in the AK prosthesis equipped with a knee unit of double action and, in particular, verify the sufficient reduction of energy costs to the patient during walking on this prosthesis in comparison with walking on modern AK prostheses without a spring-loaded bending mechanism.

A detailed explanation of this phenomenon may be given by means of the analysis of the stride during each phase of action in walking on the prosthesis with the knee bending:

1. there is no need for a patient to waste energy in order to provide stability at heel contact, since this is achieved by locking the dominant knee joint at this phase;
2. bending at the knee contributes to the transition from support on the heel to foot-flat that makes rollover easier and also contributes to energy conservation;
3. accumulation of potential energy in a spring shock absorber and its subsequent use reduces the demand on muscular sources;
4. a TCM rise in mid-stance is of less value and takes place with partial use of the potential energy of the spring inside the shock absorber of the knee module;
5. the beginning of knee flexion before swing-phase of the prosthesis does not require any effort, inasmuch as at the moment of push-off, the knee joint axis is located near the prosthesis loading line (following push-off, the line of loading is displaced forward);
6. due to the location of the knee joint axis in front of the line of loading (up to 10–15 mm when weight bearing on the prosthesis) a longitudinal component of ground reaction force at toe-off rises significantly. This makes the translational displacement of the body easier, makes it more symmetrical, and unloads the intact limb;
7. due to the forward location of the knee joint axis, more prompt extension of the shank together with the foot is achieved when swinging the prosthesis over the base of support, and as a result the thigh residual limb may be flexed less sharply and exert less of a flexion moment. The new knee unit is presented in **Figure 1** (the principal constructive scheme of the fifth model). **Figure 5** shows a patient on the AK prosthesis with this new knee unit.

The high functional properties of the dual action knee unit, with its relatively simple construction and acceptable assemblage provide the possibility for wide introduction of AK prosthetic units equipped with this module into the armamentarium of the prosthetist. This may open a new era in the theory and practice of rehabilitation of persons with AK amputation.



Figure 5.
A patient on an AK prosthesis equipped with the new unit.

The subjective impressions of patients who received the AK prosthesis with this knee unit and who had experience with conventional uniaxial knee joints or with 4-bar linkage mechanisms were, in all cases, positive. Those who wore a prosthesis with a uniaxial knee unit noted more smoothness and continuity of gait, absence of impact to pelvic bones, an unimpeded rollover, and a smoother swing of the prosthesis over

support. Those who had used the 4-bar linkage mechanism had more stability and confidence while walking on the new prosthesis and absence of impact when stepping on support with the prosthesis. All the patients noted that they did not feel as fatigued during 2 hours of walking on the prosthesis. As the intact leg is unloaded, the walk becomes more balanced.

DISCUSSION

To achieve sequential energy transformation needed for economical gait, certain physiological conditions are necessary. One of these conditions is a spring-loaded bending (yielding) of the knee in early stance and the transition from yielding (i.e., the almost complete knee extension) which occurs at the end of the foot-flat phase. The beginning of toe-off coincides with the beginning of a subsequent knee flexion, which continues during swing-phase.

The second important condition is the geometry of motion at the knee joint. Most important is the location of the area of migration of the instantaneous rotation center of the hip in relation to the shank during mid-stance. In the sagittal plane, this area is located somewhere near the condyles of the femur. During transition from knee yielding, migration results in 10–15 mm rise of the body TCM so that potential energy of the knee extension anterior group of muscles translates into the potential energy of the TCM position of a higher level. Near the femoral condyles is a middle knee joint rotation center ranging from 0° to 65°, which provides an unimpeded swing of the leg.

The new knee mechanism reproduces these normal characteristics. A total mechanical energy is defined from the correlation:

$$E = E^p + E^k = E^{p.m.} + mgh + \frac{mV^2}{2} + \frac{J\omega^2}{2}$$

where E – total energy of the system
 E^p – potential energy of the system
 E^k – kinetic energy of the system
 $E^{p.m.}$ – potential energy of extended muscles, in particular, in case of resilient component
 $E^{p.m.} = \frac{cx^2}{2}$, where c – muscle rigidity,
 x – muscle extension.

Taking into consideration the energy transition from kinetic to potential and back, a coefficient of the

energy recovery, K_r , is introduced (the system is in conservative):

$$K_r = \frac{(\Delta E^K + \Delta E^P) - \Delta E}{\Delta E^K + \Delta E^P} \cdot 100\%$$

where ΔE - the work required for the energy transition from one kind into another one;
 ΔE^K - an increment of kinetic energy during the cycle;
 ΔE^P - an increment of potential energy during the cycle.

If energy is not transformed $\Delta E^K + \Delta E^P = \Delta E$ and $K_r = 0$; whenever complete energy of the link remains constant $\Delta E = 0$ and $K_r = 1$.

According to the data of Cavagna (4) and Zatsiorsky (10), due to the body's mechanical energy conservation, its muscular sources exert 20-35 percent of the energy required at every step. The rest of the energy is saved step by step.

The range of the recovery coefficient change has been studied in relation to its dependence on the gait velocity (10). A given coefficient reaches its maximum (up to 65 percent) at the range of gait velocities from 4 to 5 km/hr (Figure 6). At the same time, the decrease of the coefficient of the energy recovery at velocities lower than 4 km/hr may be attributed to redundancy of the vertical work performed in comparison with the quantity required for restoration of the longitudinal velocity

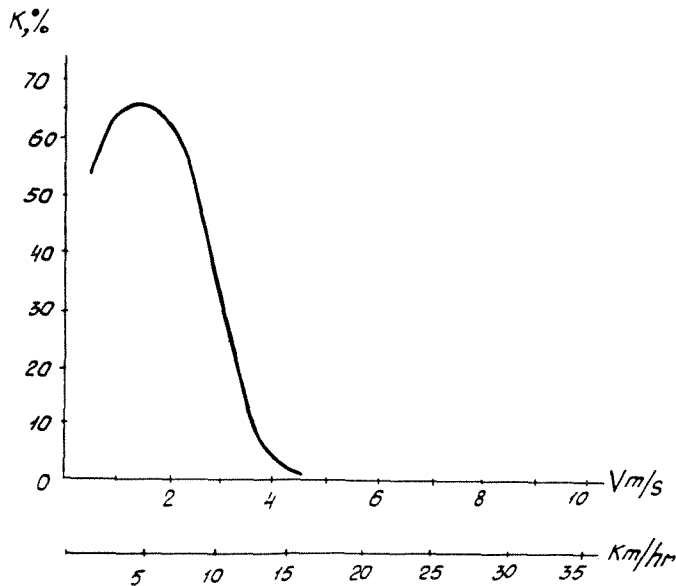


Figure 6. Coefficient of recovery of mechanical energy K_r at different velocities (V) of gait.

losses. At velocities higher than 5 km/hr, this decrease is explained by the lack of said vertical work. At small and middle gait velocities (less than 4 km/hr), the gravity action prevents the walk, and at the great speeds that action contributes to it. That is why the necessity of the energy recovery is reasonable, since it improves the efficiency of the walk and as a result is expressed in the increase of the coefficient of the energy recovery (Figure 7).

In a normal knee (Figure 8), the force and the moment increase or decrease the mechanical energy of the thigh and shank simultaneously during only about half a cycle time.

In an AK prosthesis equipped with the new unit, the prosthetic knee bends $\approx 18^\circ$, and the energy stored in the spring shock absorber varies from 3 to 5 J. In comparison, normal accumulation of energy during TCM rise comprises 8 J on average, the work of the leg during a stride is equal to 30 J, the metabolic energy cost comprises 10 J (11), and the energy recovery

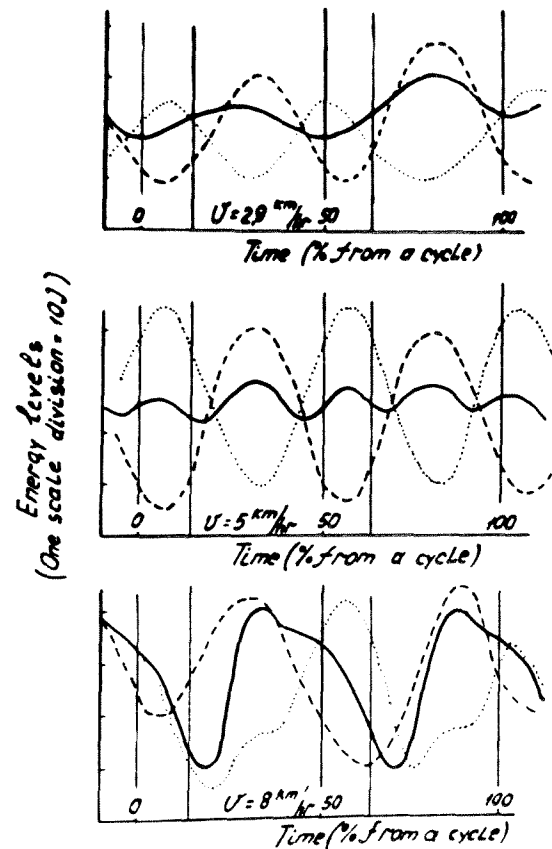


Figure 7. Change of kinetic, potential, and total mechanical energy of a trunk at different velocities of gait: 1) kinetic energy; 2) total mechanical energy; 3) potential energy.

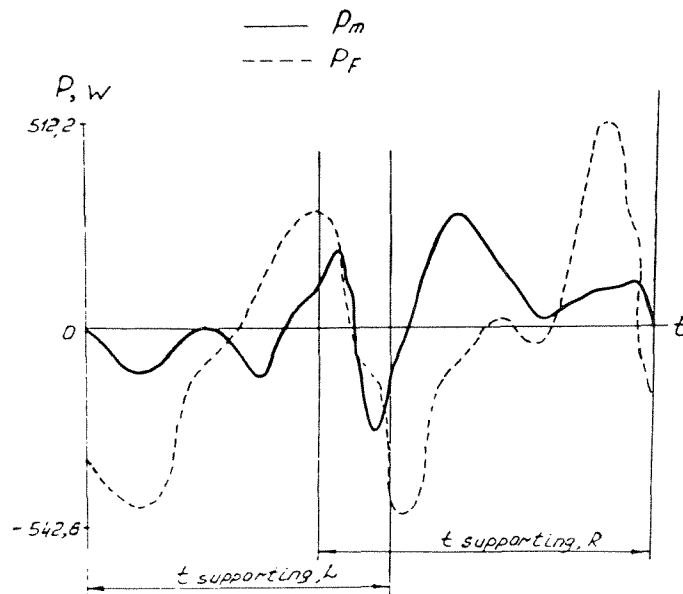


Figure 8.

Power exerted at the knee joint determined by the action of a control moment P_M and the joint force P_F at the cycle of a normal gait at the velocity 2.13 m/s; solid line = P_M ; dotted line = P_F .

coefficient comprises 0.69. With a conventional uniaxial AK prosthesis, the energy recovery coefficient is 0.42 and with a hip disarticulation prosthesis it is only 0.21 (33).

During walking on the AK prosthesis equipped with the new unit, the energy recovery coefficient comprises ≈ 0.55 , proving its efficiency. These results have been proved by mathematical modelling (12), which confirms the results obtained with graphoanalytical calculations (34) as well as with an empiricotheoretical approach (35).

The most specific property of this new unit is that the axis lies anterior to the weight line; thus, increasing the potential energy of the TCM position.

Both an experimental study and a theoretical analysis prove expediency and efficiency of the work direction chosen on the design of an anthropomorphous AK prosthesis with an energy recovery system.

It should be noted that the fifth model of the double action knee unit makes the prosthesis universal. This is achieved because the knee unit can be brought into any of the three different modes of its work by means of the knob displacement:

- The first mode is the alternate one when disengagement takes place when stepping on the toe and during swing-phase, and fixation happens at heel contact and during foot-flat stance;

- The second mode is the constant fixed position of the main joint with simultaneous maintenance of spring-loaded movability of the additional joint;
- The third mode is the constant position of the main joint disengagement.

By addition of the simplest devices, the universal prosthesis (being fitted with an appropriate dynamic foot) may be used for the performance of a number of sporting movements (running for health, skiing, cycling, and so forth).

CONCLUSION

The tests of an AK prosthesis equipped with our spring-loaded, double-action knee unit, carried out on 32 patients along with comparative biomechanical and clinico-physiological studies have revealed significant reductions of the energy costs of walking of from 20 to 45 percent in comparison with conventional AK prostheses with single-axis or 4-bar link knee joints.

At the same time, the following advantages of the prosthesis with a double-action knee unit have been revealed:

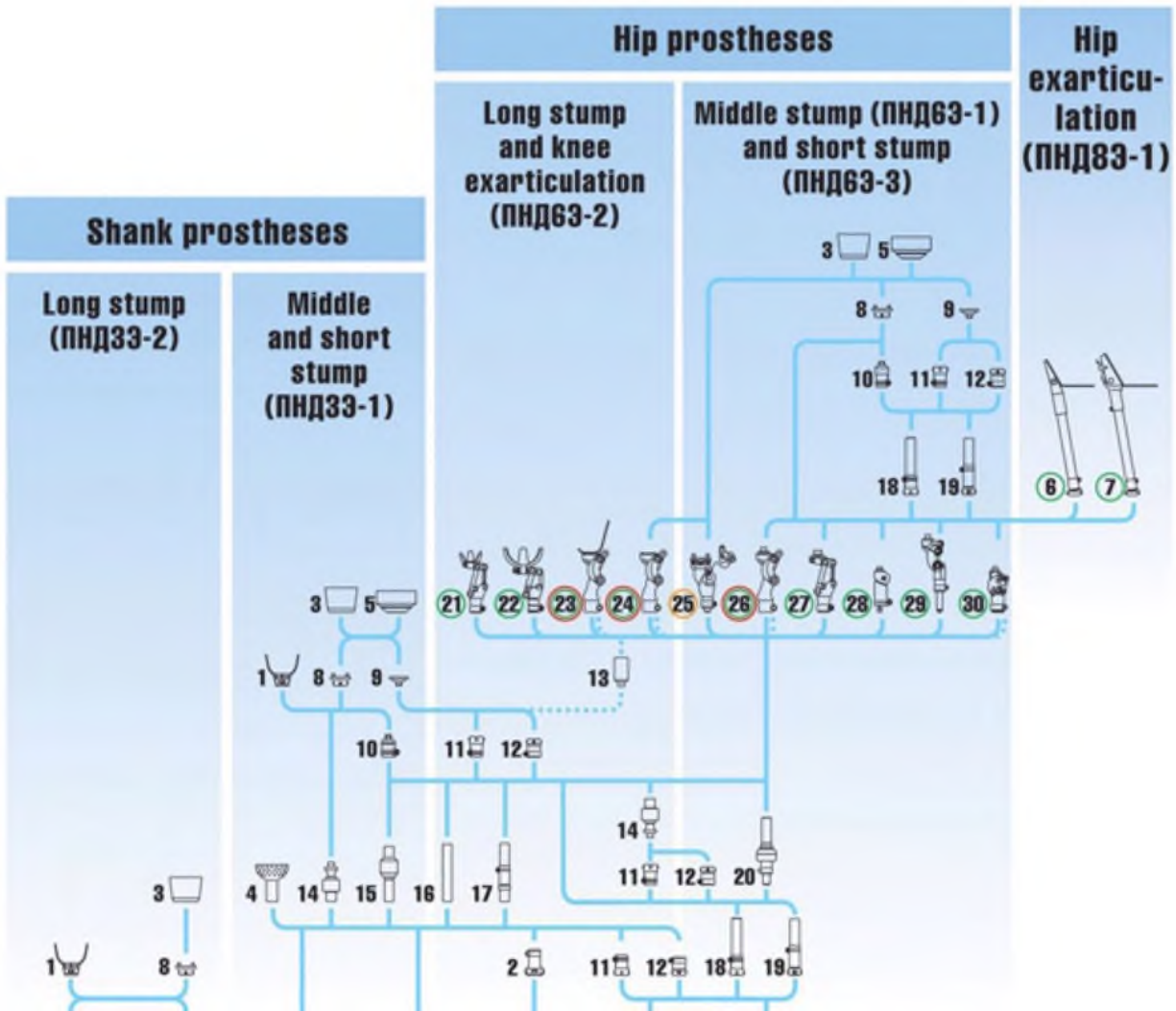
1. a normal knee goniogram is reproduced that contributes to the rollover of the foot and provides smooth and continuous translational body displacements;
2. there is no need to apply a flexion moment by the residual thigh when weightbearing: this also contributes to the reduction of fatigue in walking;
3. when weightbearing, the person with amputation does not feel an impact to the pelvic bones and spine, due to shock absorption of a "heel strike" on account of the spring-loaded flexion; at the same time, the anterior brim of the socket is unloaded, which contributes to the improved blood circulation of the residual limb;
4. since the knee joint axis is brought anterior to the prosthesis weightbearing line, an unimpeded swing of the prosthesis over support is achieved that allows the prosthetist to make the prosthesis of equal length with the intact leg;
5. a reliable resistance to bending when the patient is standing contributes to his or her confidence;
6. the push-off force from support is increased sufficiently to unload the intact leg;
7. due to the anterior location of the knee joint axis, the leg swing in extension is accelerated, making it possible to accelerate the gait velocity.

REFERENCES

1. Bernstein NA. About designing of movements. Moscow: Medgiz, 1947.
2. Bernstein NA. On a question of biodynamic theory of lower extremity design. In: Proceedings of Centralny Nauchno-Issledovatel'skiy Institute Protezirovaniya i Protezostroyeniya. Moscow, 1948: Issue No. 1.
3. Bernstein NA. Overviews on physiology of movements and the activity physiology. Moscow: Meditsina, 1966.
4. Cavagna GA, Thys A, Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol* 1976;262:639-57.
5. Cavagna GA, Kaneko M. *J Physiol* 1977;268:467-81.
6. Cavagna GA. In: Asmussen E, Jorgensen K, eds. Biomechanics-VI-A, Baltimore: University Park Press, 1978:3-26.
7. Wagner EM, Catranis JG. New developments in lower extremity prostheses. In: Klopseg PE, Wilson PD, eds. Human limbs and their substitutes. New York: Hafner Publishing Co., 1954.
8. Elftman H. The basic pattern of human locomotion. *Ann N Y Acad Sci* 1951;51:1207-12.
9. Bresler B, Radcliffe CW, Berry FR. Energy and power in the legs of AK amputees during normal walking. In: Lower extremity research project, Series II, Issue 31. Berkeley, CA: University of California, 1957.
10. Zatsiorsky VM, Alyoshinsky CJ, Michailov NG. *Physiology of man*. 1980;6(4):597-603.
11. Bogomolov AI, Moreinis IS, Lapajev MI. Mathematical modelling and the energy costs evaluation of a normal walking. *Protezirovanie i Protezostroyenie. Sbornik trudov*, Moscow: CRIP, 1971:27:67-74 (Russian).
12. Berbyuk VE, Farber BS. Mathematical modelling of gait on above-knee prosthesis provided with resiliency of links. *Protezirovanie i Protezostroyenie. Sbornik trudov*, Moscow: CRIP, 1988:82:68-76 (Russian).
13. Judge GW. Artificial legs. UK Patent Application. GB 2 014 855 A. Priority Date 5677/78, 13 February 1978, Application Published 5 September 1979.
14. Judge GW, Fisher LD. A Bouncy knee for above-knee amputees. *Eng Med* 1981;10:27-32.
15. Fisher LD, Judge GW. Bouncy knee: A stance phase flex-extend knee unit. *Prosthet Orthot Int* 1985;9:129-36.
16. Van de Veen PG, Wagner H, Krieger WA. A polycentric stance phase flexion prosthetic knee mechanism. In: Zupko JK, ed. In: Proceedings of 7th World ISPO Congress, Chicago 1992:175.
17. "Blatchford" Endolite Systems catalogue. England, 1989.
18. Jacobson JS, et al. Lower limb prosthesis. Author's certificate of the former USSR No. 1 319845, Priority Date 14 December 1984, Published 30 September 1987.
19. Jacobson JS, et al. Above-knee prosthesis. Author's certificate of the former USSR No. 1351 600, Priority Date 8 January 1986, Published 15 November 1987.
20. Jacobson JS, et al. Above-knee prosthesis. Author's certificate of the former USSR No. 1 729 508, Priority Date 14 September 1990, Published 30 April 1992.
21. Jacobson JS, Farber BS, Chekalin VV, Budakov AI. Above-knee prosthesis. Priority Date 19 April 1991, Patent Favourable Decision on Application from 3 January 1992 No. 4943112, Russian Federation.
22. Jacobson JS, Chekalin VV, Farber BS, Popov VV. Above-knee prosthesis. Application No. 5 061 475. Priority Date 4 September 1992, RF Patent Decision from March 1993.
23. Gritsenko GP, Vitenson AS. Studies of biomechanical parameters of normal gait with a help of PC "ISKRA 226." *Protezirovanie i Protezostroyenie. Sbornik trudov*. Moscow: CRIP, 1990:89 (Russian).
24. Slavutsky JL, Vitenson AS, Gritsenko GP, Gopengauz VI. Studies of electrical activity of muscles and the processing of results on PC "ISKRA 226" during normal walking. *Protezirovanie i Protezostroyenie. Sbornik trudov*. Moscow: CRIP, 1990:90 (Russian).
25. Slavutsky JL, Vitenson AS, Gritsenko GP, Gopengauz VI. Studies of electrical activity of muscles by means of PC "ISKRA 226" in walking on above-knee prosthesis. *Protezirovanie i Protezostroyenie. Sbornik trudov*. Moscow: CRIP, 1991:92 (Russian).
26. Iljina JP, Skoblin AA. Energy expenditures during the walk on a primary-definitive above-knee prosthesis. *Protezirovanie i Protezostroyenie. Sbornik trudov*. Moscow: CRIP, 1990:90 (Russian).
27. Ivanov SV, Kudryashev VE, Beletsky JV. Diagnostics and assessment of severity of lower extremity arterial insufficiency by Doppler flowmetry in a treadmill-test. *Vestnik of Surgery named after Grekov II*, 1990:2:47-50.
28. Kudryashev VE, Ivanov SV, Beletsky VV. A new approach to quantitative evaluation of the circulation in amputees: Rehabilitation and prosthetics. In: Zupko JK, ed. Proceedings of 7th World ISPO Congress, Chicago, 1992:146.
29. Jacobson JS, Kuzhekin AP, Pokatilov AK, Emeljanova LN. Knee unit module provided with a spring-loaded bending at the stance phase. *Protezirovanie i Protezostroyenie. Sbornik trudov*. Moscow: CRIP, 1988:84 (Russian).
30. Jacobson JS, Kuzhekin AP, Farber BS, Gritsenko GP, Chekalin VV. Biomechanical prerequisites for above-knee prosthesis alignment with a spring-loaded bending at the stance phase and results of investigations. *Protezirovanie i Protezostroyenie. Sbornik trudov*. Moscow: CRIP, 1991:91 (Russian).
31. Jacobson JS, Farber BS, Nikitin NG, Chekalin VV. Above-knee prosthesis with a knee mechanism of variable structure. In: Zupko JK, ed. In: Proceedings of 7th World ISPO Congress, Chicago, 1992:182.
32. Gritsenko GP, Jacobson JS, Belenky VE. Analysis of a temporal structure of human gait. *Protezirovanie i Protezostroyenie. Sbornik trudov*. Moscow: CRIP, 1978:46 (Russian).
33. Nikitin SN, Novikov VI, Pavlov IE. Studies of energetics of a human gait. *Protezirovanie i Protezostroyenie. Sbornik trudov*. Moscow: CRIP, 1981:58:5-10 (Russian).
34. Kuzhekin AP, Farber BS, Sosnov MB. Methods of power reduction of electrodrive of a motorized lower extremity prosthesis. *Protezirovanie i Protezostroyenie. Sbornik trudov*. Moscow: CRIP, 1987:79:118-29 (Russian).

35. Kuzhekin AP, Berbyuk VE, Farber BS, Dushin SI. A method of evaluation and selection of resilient component rigidity at the joint junctions of lower extremity prostheses.

Protezirovanie i Protezostroenie. Sbornik trudov. Moscow: CRIP, 1986:74:107-17 (Russian).

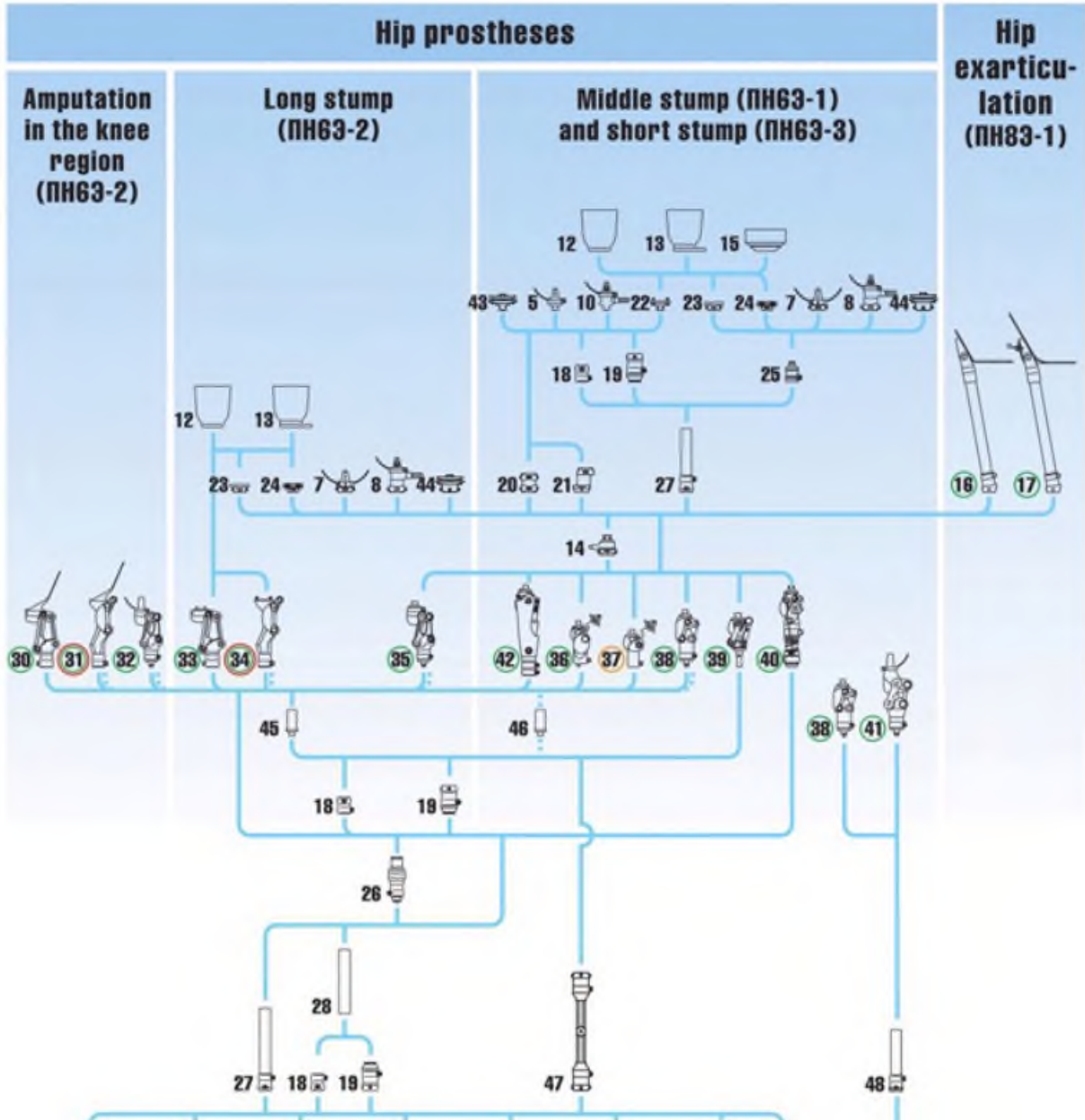


Awards

More than 10 new developments of the enterprise are decorated with medals and diplomas at International exhibitions. The European Council authorities approval was received to label more than 60 modules developed by OAO RSC Energia with the International certification mark.

For development and putting lower-limb products in prosthetics practice a group of leading specialists of the Corporation and allied organizations was awarded the State Prize of the Russian Federation in 1999.





Modules and units of the lower-limb prostheses for children

These modules and units are recommended for amputees with a one-sided or two-sided amputation and mated with modules of a number of leading foreign companies.

In the modular system of prostheses all possible options of the lower-limb prosthesis arrangements are given with regard to the patient mass and activity.

All modules are designed for children weighing up to 45 kg, except modules for which the child's mass is limited to the value (in kg) indicated in brackets to the right of the module index.

Modular system

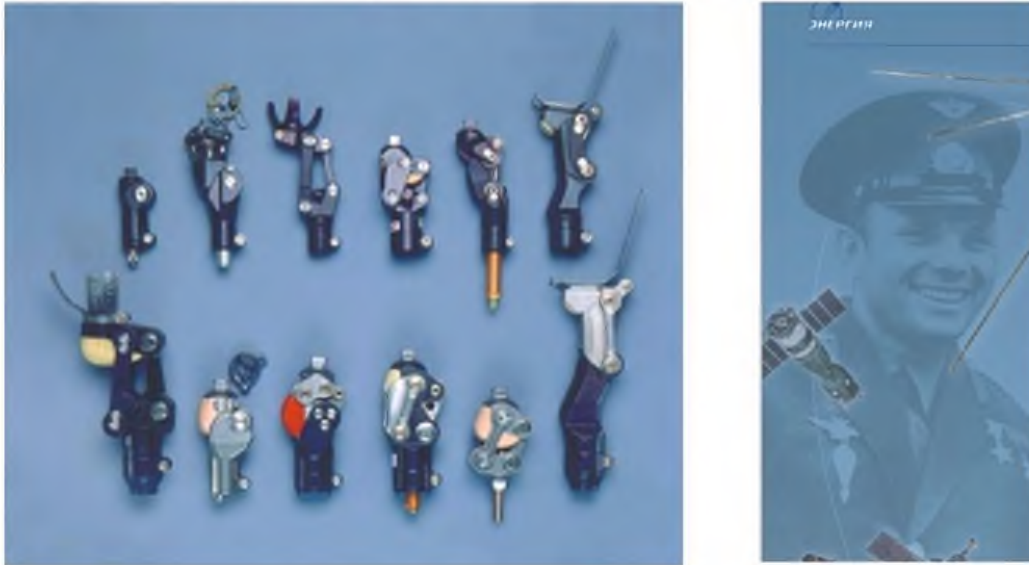
Guide knee units for adults 5A 035-01 for knee disarticulation ; 5A 035-02 for regular stamp
5A 029D for kids



Guide knee units for Kids: 5A 037D knee disarticulation; 5A 037D-01 ; 5A 037D-02



Knee units system produced by “Energia”



These modules and units are recommended for amputees with a one-sided or two-sided amputation and mated with modules of a number of leading foreign companies.

In the modular system of prostheses all possible options of the lower-limb prosthesis arrangements are given with regard to the patient mass and activity.

All modules are designed for amputees weighing up to 100 kg, except modules for which the mass of patients is limited to the value (in kg) indicated in brackets to the right of the module index.

Module system

All functional modules are subdivided in compliance with their purpose into three functional activity classes with the corresponding conventional designations:

Modular system for adults:

All functional modules are subdivided in compliance with their purpose into three functional activity classes with the corresponding conventional designations:

Guide Knee Unit: Gold Medal World Exhibition of Innovation, Research and New Technologies "Brussels INNOVA"



<http://docs.cntd.ru/document/901101274>

О присвоении почетного звания "Заслуженный изобретатель Российской Федерации"

За многолетнюю плодотворную изобретательскую деятельность присвоить почетное звание

"ЗАСЛУЖЕННЫЙ ИЗОБРЕТАТЕЛЬ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ"

ФАРБЕРУ Борису Славиновичу - заместителю директора Центрального научно-исследовательского института протезирования и протезостроения, город Москва

Президент Российской Федерации

В. Ельцин

Москва, Кремль
27 сентября 1993 года
N 1494

Altshuller Institute TRIZCON2019 reward for the Best Practice

https://www.youtube.com/watch?v=WrlLOWKlzkY&t=3452s&fbclid=IwAR1Es5UB9-dbgX07gEvuY5x_8_TU3zP8AfOCyeHM_LUCxXBMGPn6jnMxn4



<http://www.kremlin.ru/acts/bank/4439>

Указ Президента Российской Федерации
от 27.09.1993 г. № 1494

О присвоении почетного звания «Заслуженный изобретатель Российской Федерации»

За многолетнюю плодотворную изобретательскую деятельность присвоить почетное звание

"ЗАСЛУЖЕННЫЙ ИЗОБРЕТАТЕЛЬ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ"

ФАРБЕРУ Борису Славиновичу - заместителю директора Центрального научно-исследовательского института протезирования и протезостроения, город Москва.

Президент Российской Федерации Б. Ельцин

Москва, Кремль
27 сентября 1993 года
N 1494

Дальнейшие шаги в направлении применения и развития ТРИЗ

- 1. Дальнейшее развитие самоустанавливающихся пространственных механизмов в Биоинженерии**
- 2. Описание работ по ТРИЗу в логистике.**
- 3. Развитие ТРИЗ в Биотехнологии и Фармакологии.**

Два пути будущего развития лекарств

Линия 1. Потенцирование и применение новых и уникальных средств для одобренных FDA лекарственных средств (6 проектов).

Проект 1: Полимиксины и нефропротекторы для уменьшения нефротоксичности полимиксина.

2: Множественная лекарственная устойчивость бактерий (MDR) и новая парадигма для борьбы с MDR на основе использования ехансеров.

Проект 3: Противотуберкулезные препараты на основе стимуляторов завершено фагоцитоза.

Проект 4: Фармацевтическая композиция для активации регенерации тканей путем стимулирования роста аутологичных стволовых клеток, миграции и дифференцировки стволовых клеток.

Проект 5: Бинарное кровоостанавливающее, на основе самоорганизующихся модифицированных полисахаридов и саморастворения их в ране без вреда для окружающих тканей.

Проект 6: Новый подход использования метформина с уменьшенными побочными эффектами в отношении желудочно-кишечного тракта.

Линия 2. Создание нового поколения лекарственных средств с динамическими структурами (динамическими препаратами) на основе разрешенных FDA препаратов. (4 Проектов)

Проект 1. Стратегия противораковых средств на основе самоорганизующейся таргетной РНК (тРНК).

Проект 2. Стратегия развития динамического Противовирусного препарат на основе самоорганизующихся модифицированных пептидов.

Проект 3. Стратегия развития Динамических вакцин на основе самоорганизующихся модифицированных пептидов.

Проект 4. Динамический инсулин на основе самоорганизующихся модифицированных пептидов.

Линия 3. Новый диагностический подход для раннего выявления рака и раннего прогнозирования атеросклероза и его осложнений.