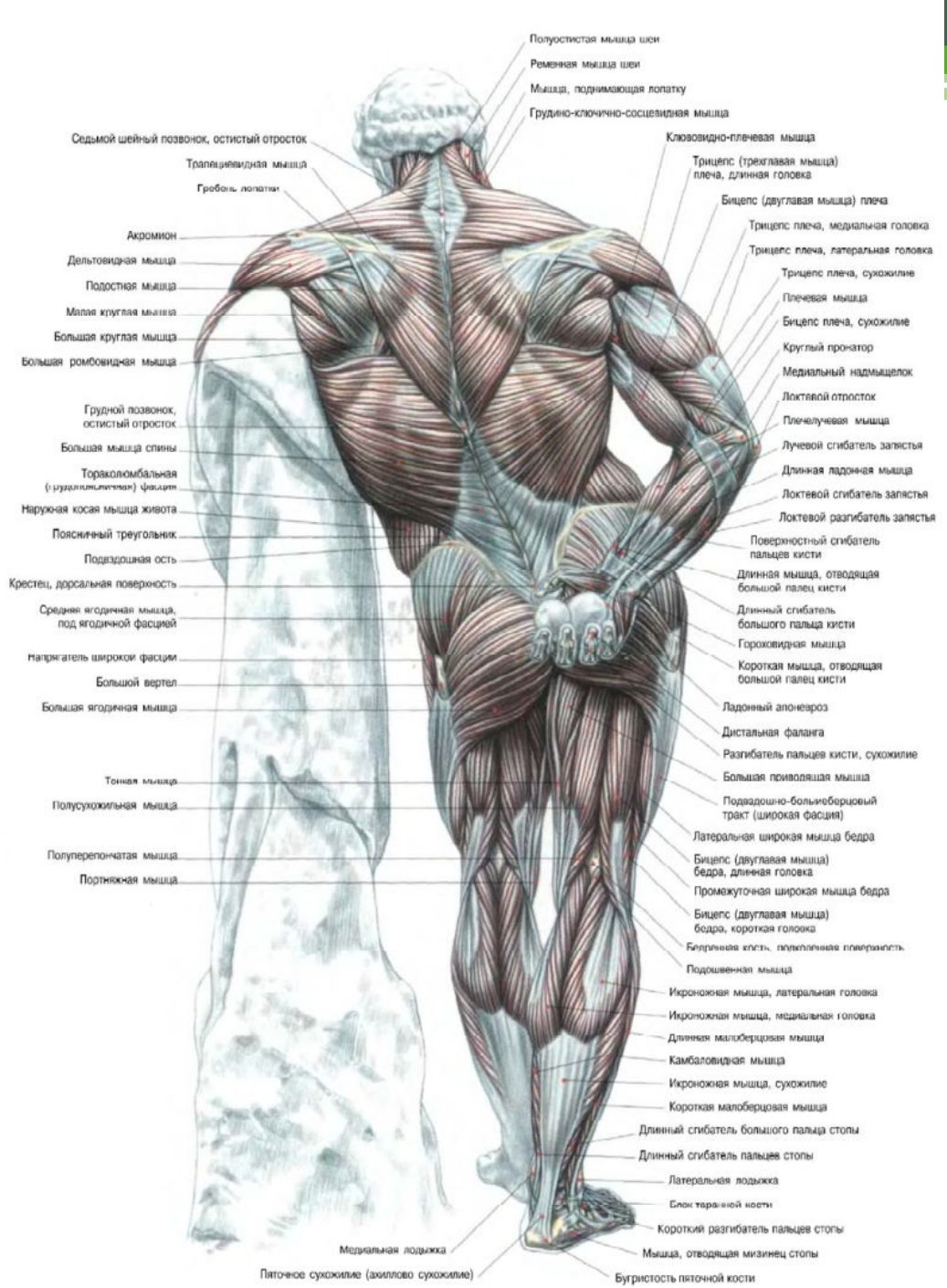
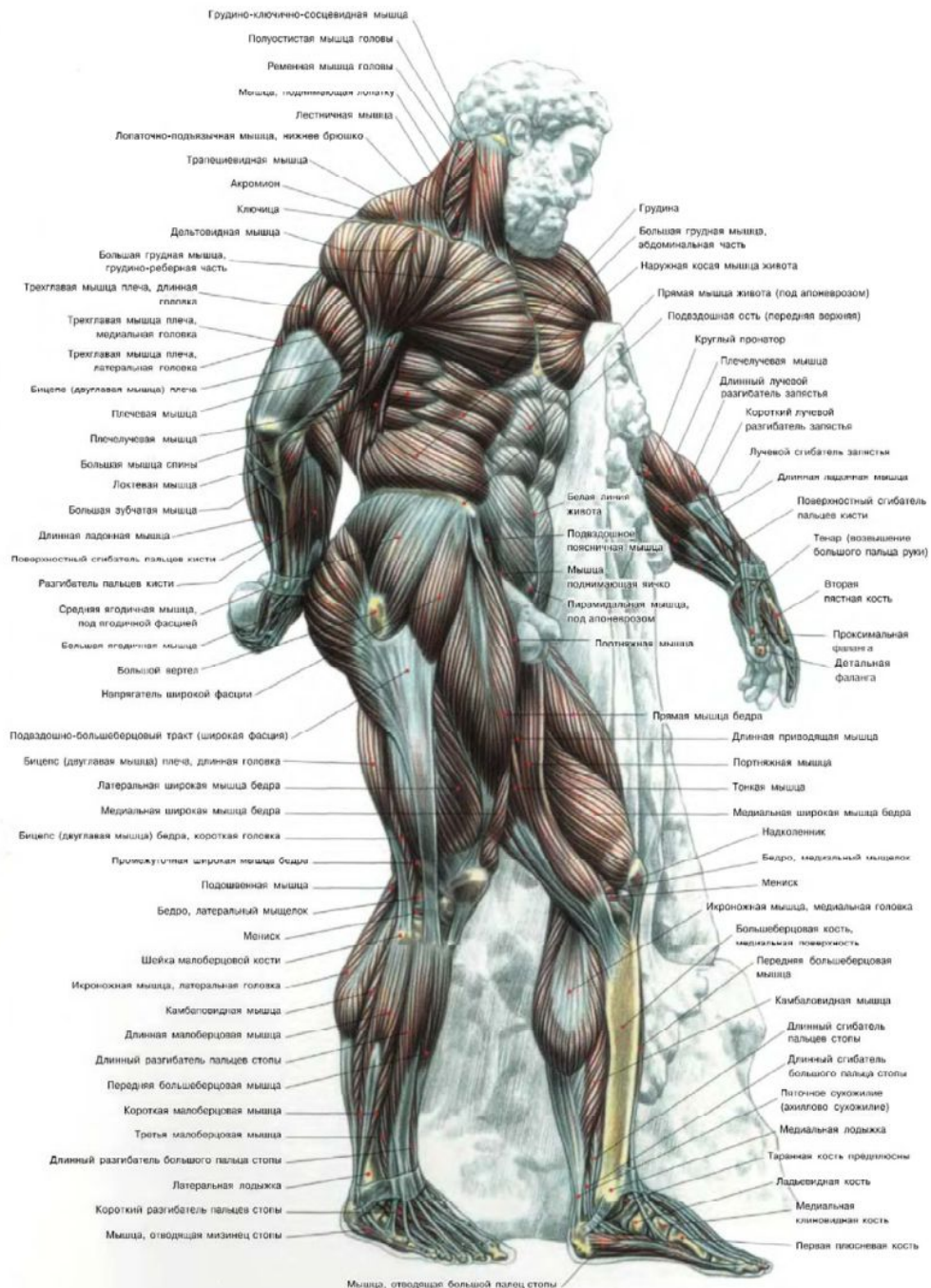


Упражнения в открытой кинематической цепи

Докладчик:
Яловский А.С.
травматолог-ортопед, реабилитолог





Кинетическая (кинематическая) цепь

- В механике - совокупность некоторого количества звеньев, соединенных при помощи кинематических пар последовательно или разветвлено.
- В человеческом организме - последовательность суставов, соединяющих определенную часть тела.

Кинематическая цепь (КЦ) может быть:

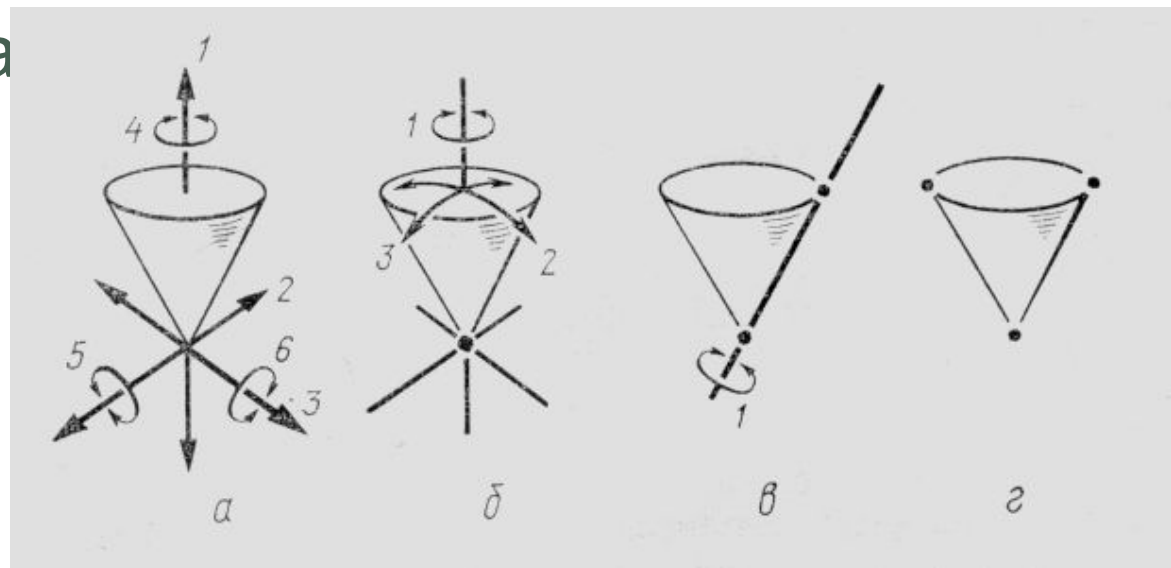
- Простой или сложной:
 - в простой КЦ каждое из звеньев образует подвижное соединение с двумя звеньями.
 - в сложную КЦ включены сложные звенья, соединяющиеся более чем с двумя другими звеньями.
- Открытой или замкнутой:
 - в открытой (т.е. незамкнутой) КЦ есть звенья, входящие только в одну кинематическую пару.
- Плоской или пространственной:
 - в плоской кинематической цепи точки всех звеньев могут перемещаться в параллельных плоскостях.

Кинематическая пара

- Соединение двух соприкасающихся звеньев, допускающее их относительное движение.
- В человеческом теле – суставы

Степень свободы

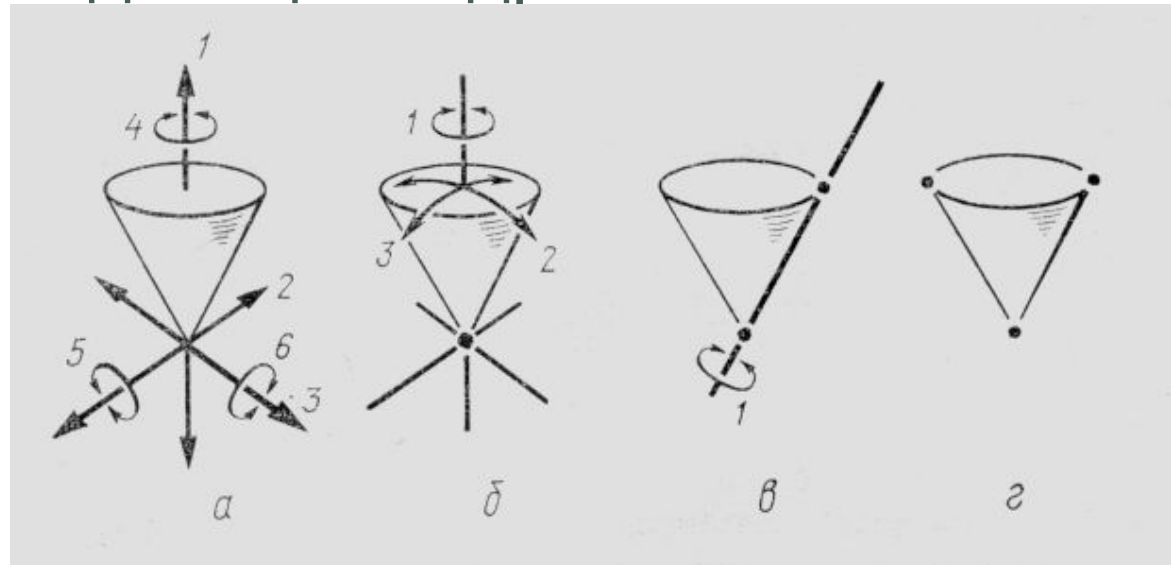
- Совокупность независимых координат перемещения и/или вращения, полностью определяющая положение системы или тела.
- Нефиксированная степень свободы



5 степеней

Степень свободы

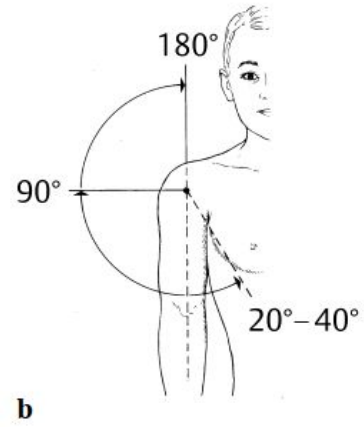
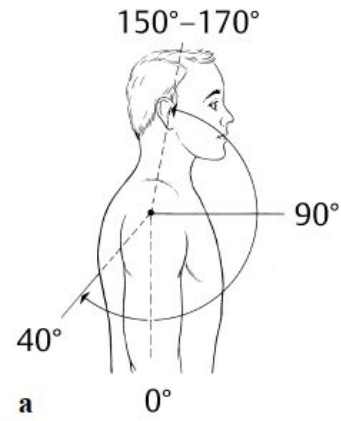
- 3 степени свободы – шаровидные и плоские суставы;
- 2 степени свободы – эллипсоидные и седловидные суставы;
- 1 степень свободы – цилиндрические и блоковидные суставы.



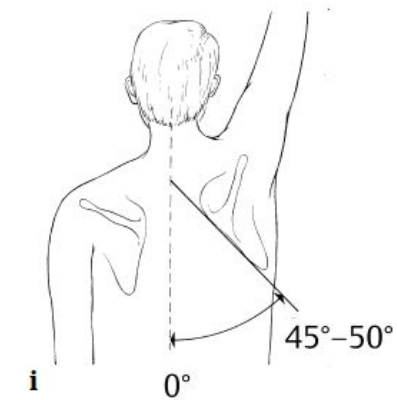
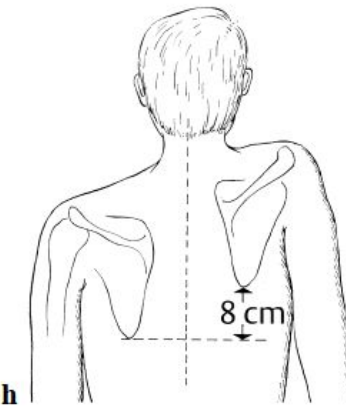
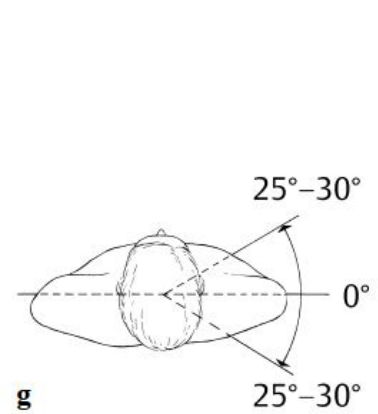
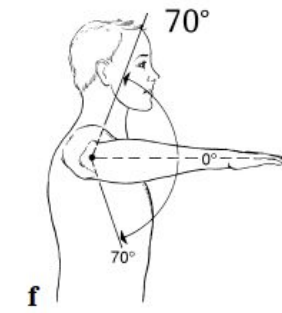
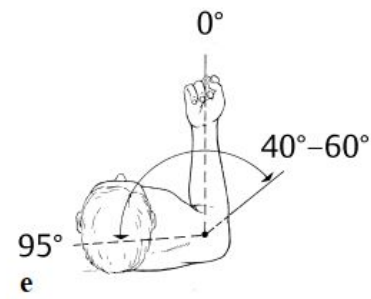
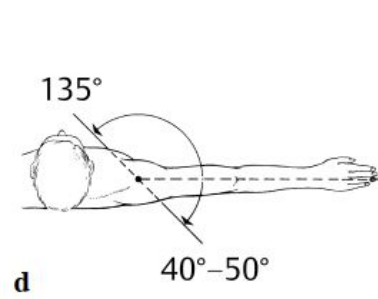
Итоговая степень свободы

- Для дистального сегмента определяется суммой степеней свободы всех предыдущих сегментов
- Дистальная фаланга указательного пальца имеет 12 степеней свободы:

$$\begin{aligned} & 3 \text{ (плечо)} + 1 \text{ (локоть)} + 1 \text{ (предплечье)} + 2 \text{ (запястье)} + \\ & + 3 \text{ (пястно-фаланговый)} + 1 \text{ (прокс/сред)} + 1 \text{ (сред/дист)} \\ & = 12 \end{aligned}$$



160°-180°



Открытая кинематическая цепь

- Цепь из рычагов, дистальное звено которой свободное

Shoulder Motion

Flexion



Muscles Involved

Deltoid (anterior fibers)

Pectoralis major
(clavicular fibers)

Coracobrachialis

Biceps brachii

Shoulder Motion

Extension



Muscles Involved

Deltoid

(posterior fibers)

Latissimus dorsi

Teres major

Pectoralis
major sternal fibers)
Triceps brachii
(long head)

Abduction

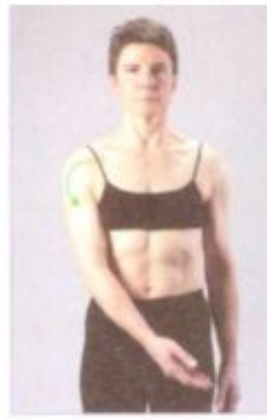


Deltoid (all fibers)

Supraspinatus

Pectoralis major
(overhead)

Adduction



Pectoralis major

Latissimus dorsi

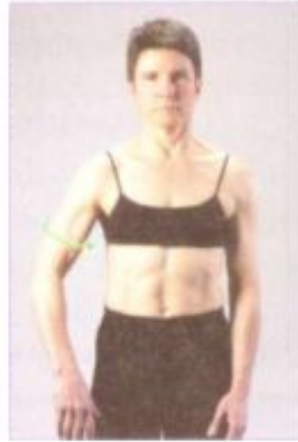
Teres major

Teres minor

Coracobrachialis

Biceps brachii
(short head)

Internal
Rotation



Deltoid (anterior fibers)
Pectoralis major
Latissimus dorsi
Teres major
Subscapularis

External
Rotation



Deltoid (posterior
fibers)
Infraspinatus
Teres minor

Horizontal
Abduction



Deltoid (posterior fibers)
Infraspinatus
Latissimus dorsi
Teres minor

Horizontal
Adduction



Pectoralis major
Deltoid (anterior
fibers)



Избыточные связи

- Повторяющиеся связи, которые можно удалить, сохранив при этом заданное число степеней свободы.
- Могут возникать в кинематических цепях для обеспечения нужной прочности и жесткости системы, особенно при передаче больших сил.

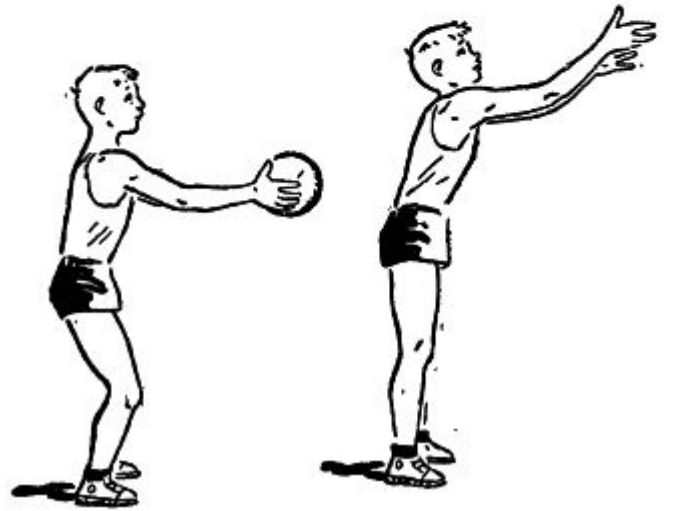
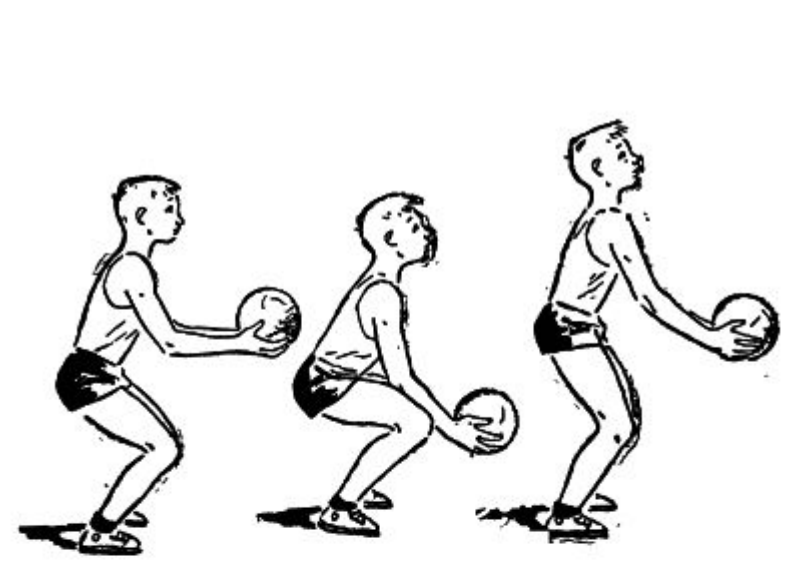
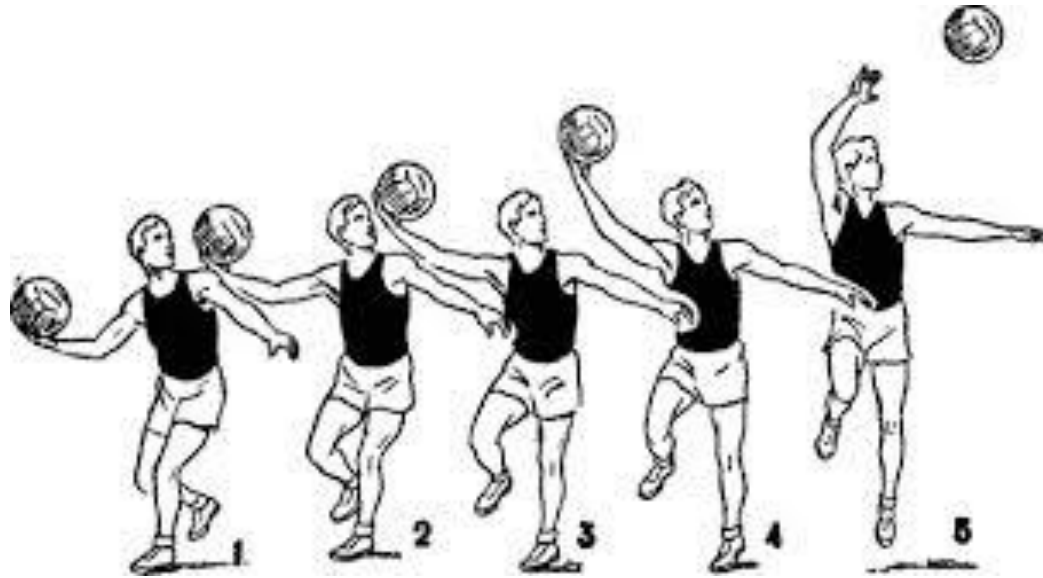
Избыточные связи

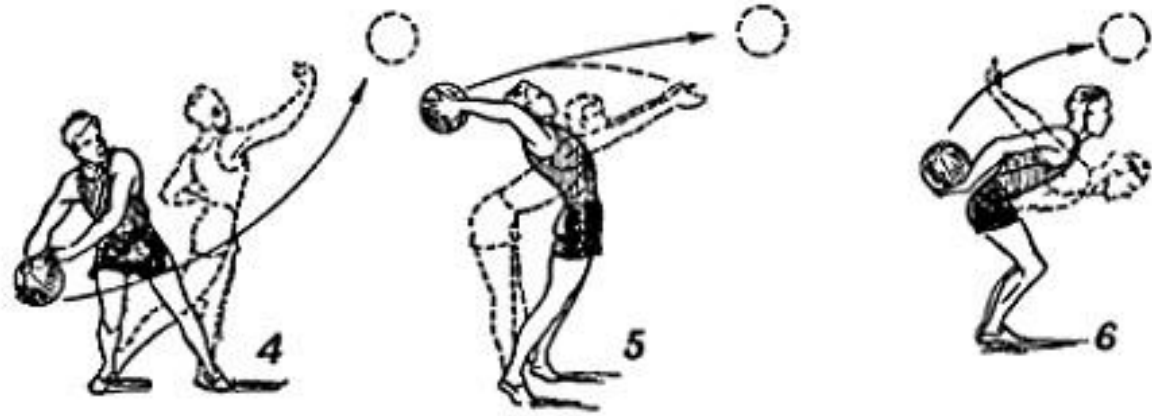
- **локальные** (появляются, если помимо необходимых элементов кинематическая пары, обусловленных требуемыми геометрическими связями, при конструировании используются дополнительные элементы. При наличии избыточных локальных связей относительное движение звеньев либо становится невозможным (зацикливание, защемление элементов), либо осуществляется за счет деформации звеньев между реальными поверхностями элементов или их износа)
- **контурные** (если есть контурные избыточные связи, то сборка механизма и движение его звеньев становится возможным только при деформировании звеньев).



Достоинства и недостатки упражнений в ОКЦ

Достоинства	Недостатки
+ Контролируемость траектории	-/+ Увеличенная стабильность движения
+ Повышенные требования к мышечному контролю	-/+ Изолированная работа – «нефункциональность»
+ Возможность «сосредоточиться» на конкретной мышце	







Виды снарядов для ERT



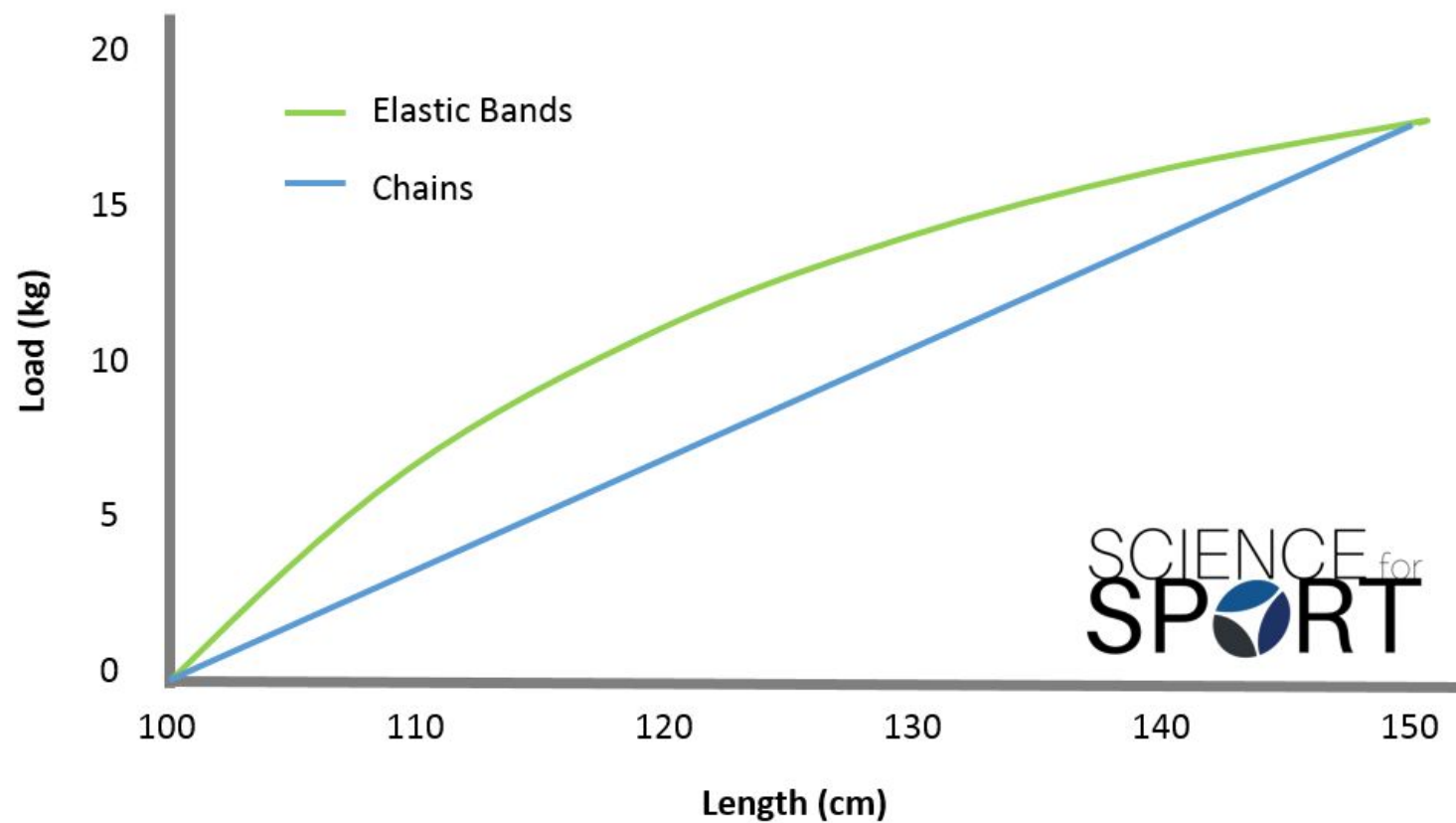
Elastic resistance training (ERT) – ЧТО ЭТО?

- Тренировки с вариативной нагрузкой (Variable Resistance Training [VRT]):
 - 1) Тренировка с цепями (Chain Resistance Training [CRT]) - нагрузка равномерно увеличивается при поднятии снаряда
 - 2) Тренировка с эластичными снарядами (Elastic Resistance Training [ERT]) – нагрузка увеличивается неравномерно при растягивании снаряда

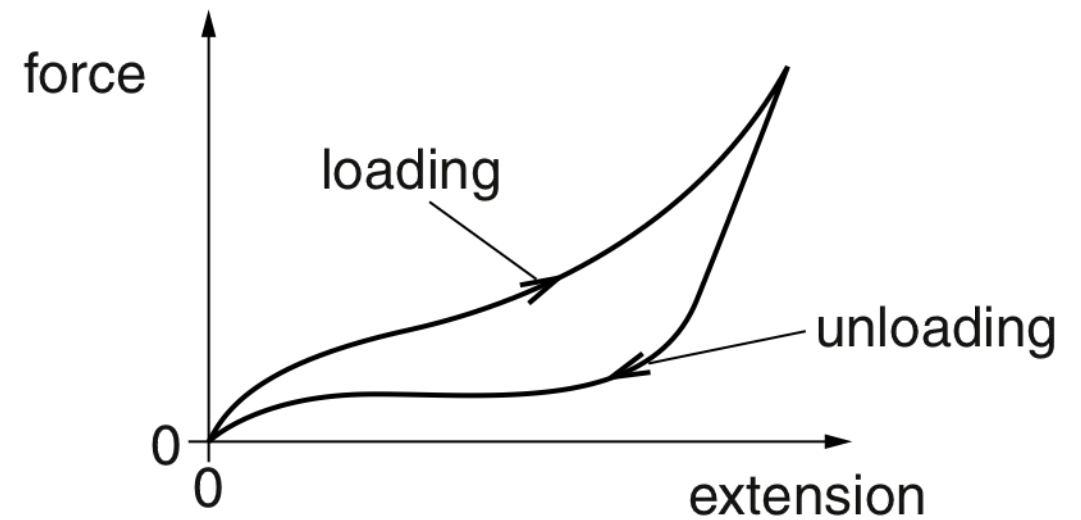
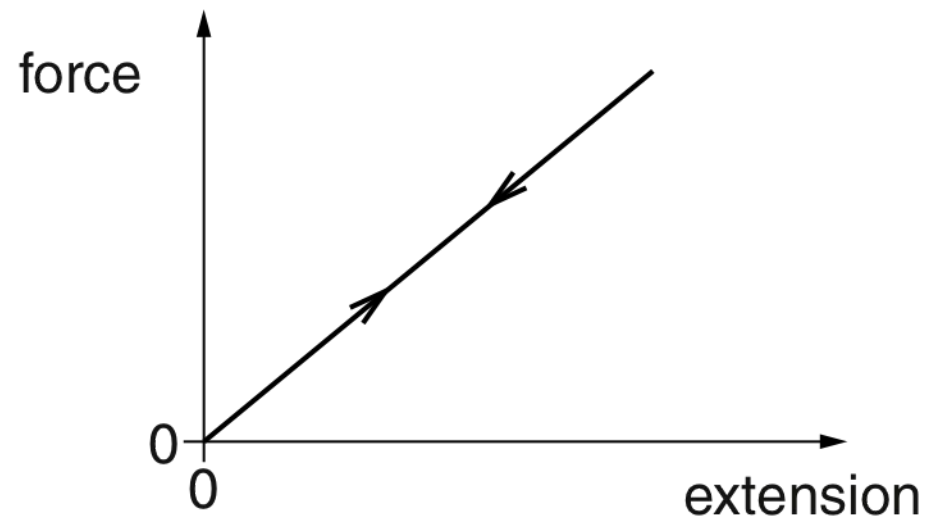
Достоинства и недостатки ERT

Достоинства	Недостатки
+ Вариативность упражнений	-/+ Увеличенная нестабильность движения
+ Синергия нагрузки и фаз напряжения мышц	- Невозможность «прописать» точную нагрузку
+ Низкая стоимость	- Низкий комплаенс
+ Безопасность	
+ Долговечность лент	
+ Эффект, сопоставимый с таковым от тренажеров	

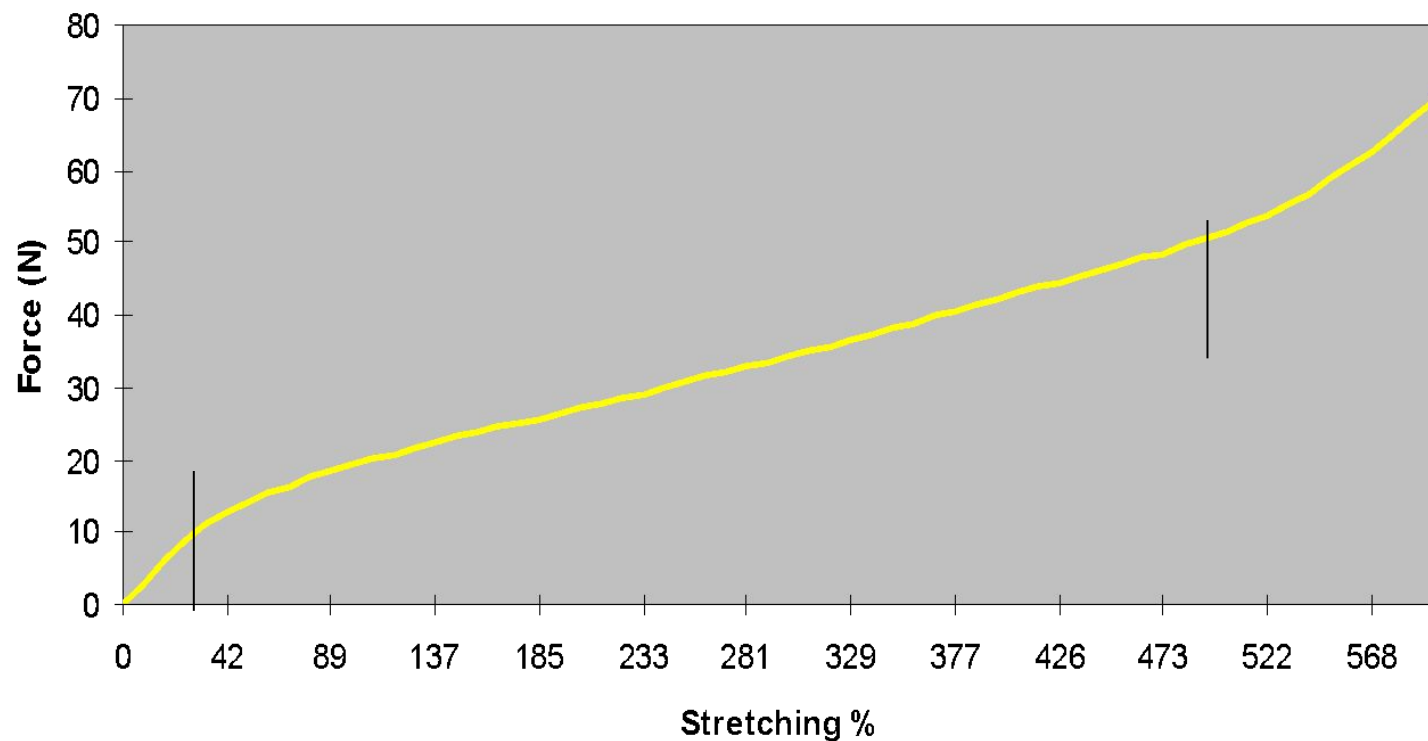
Сравнение прогрессии нагрузки CRT и ERT



Сравнение прогрессии нагрузки CRT и ERT



Зависимость сопротивления снаряда от растяжения



- 0%-25% - область горба
- 25%-500% - линейная область
- 500%+ - экспоненциальная область

Предпочтительная область работы с ERT-снарядом – от 25% до 250% растяжения

Зависимость сопротивления снаряда от растяжения

$$R_{\%} = \frac{L_{\text{кон}} - L_{\text{нач}}}{L_{\text{нач}}} \times 100\%$$

$R_{\%}$ - сопротивление в процентах

$L_{\text{кон}}$ – конечная длина

$L_{\text{нач}}$ – начальная длина

Дано:

$$L_{\text{нач}} = 1 \text{ м}$$

$$L_{\text{кон}} = 2 \text{ м}$$

$$R_{\%} = ?$$

Решение:

$$R_{\%} = ([2-1]/1) \times 100 = 100$$

Дано:

$$L_{\text{нач}} = 128 \text{ см}$$

$$L_{\text{кон}} = 256 \text{ см}$$

$$R_{\%} = ?$$

Решение:

$$R_{\%} = ([256-128]/128) \times 100 = 1 \times 100 = 100$$

Вывод: снаряд оказывает одинаковое сопротивление при одинаковой степени растяжения вне зависимости от начальной длины

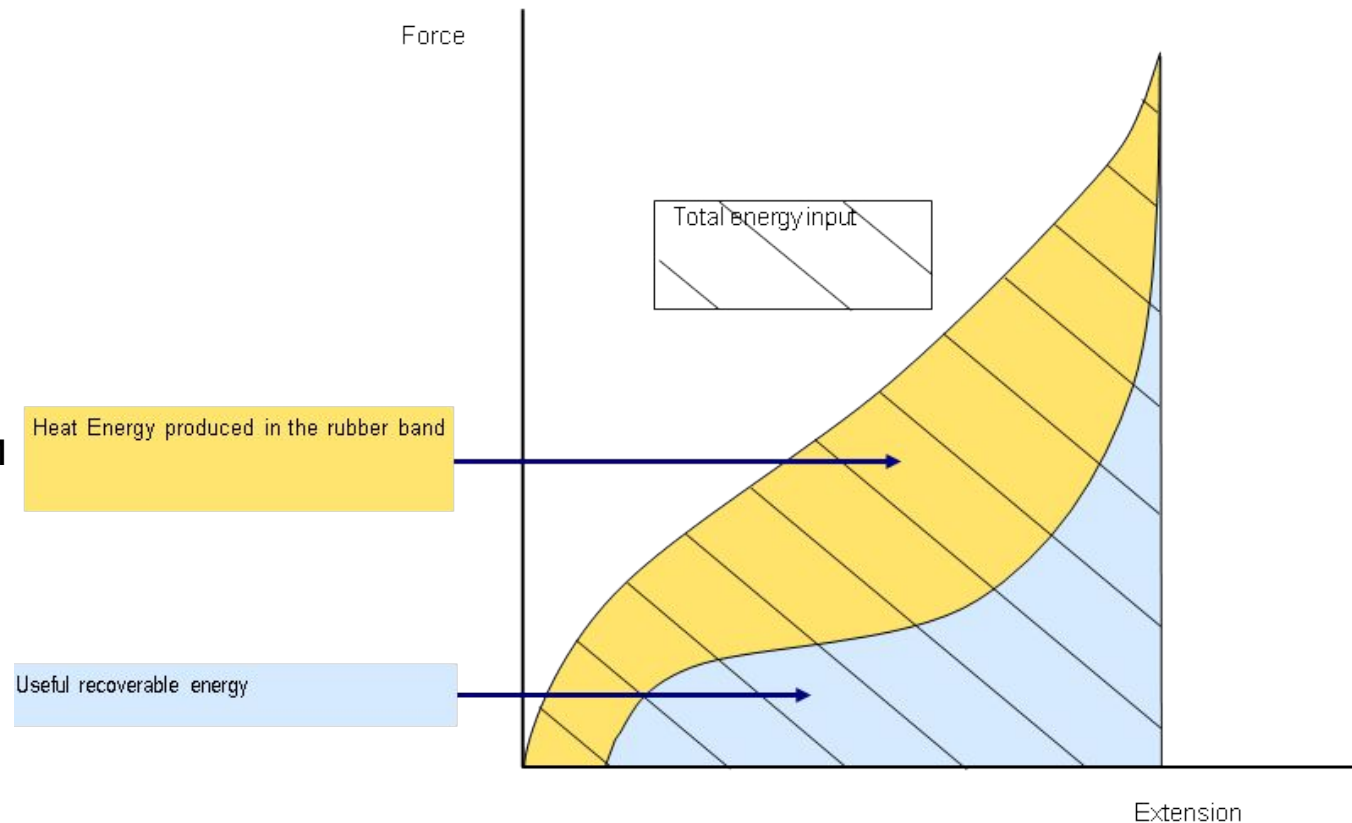
Расчет эластического сопротивления ERT-снаряда

Table 1. Length-tension relationship of elastic bands (2).

Yellow (14 mm)		Red (22 mm)		Blue (32 mm)		Green (48 mm)		Black (67 mm)	
Length (cm)	Tension (kg)	Length (cm)	Tension (kg)	Length (cm)	Tension (kg)	Length (cm)	Tension (kg)	Length (cm)	Tension (kg)
100	0	100	0	100	0	100	0	100	0
110	2.8	110	4.6	110	8.5	110	6.8	110	15.4
120	5.7	120	9.6	120	14.8	120	16.5	120	29.1
130	8.1	130	13.3	130	19.5	130	24.0	130	40.0
140	9.8	140	16.6	140	23.9	140	30.0	140	49.3
150	11.5	150	19.2	150	27.3	150	49.3	150	57.2

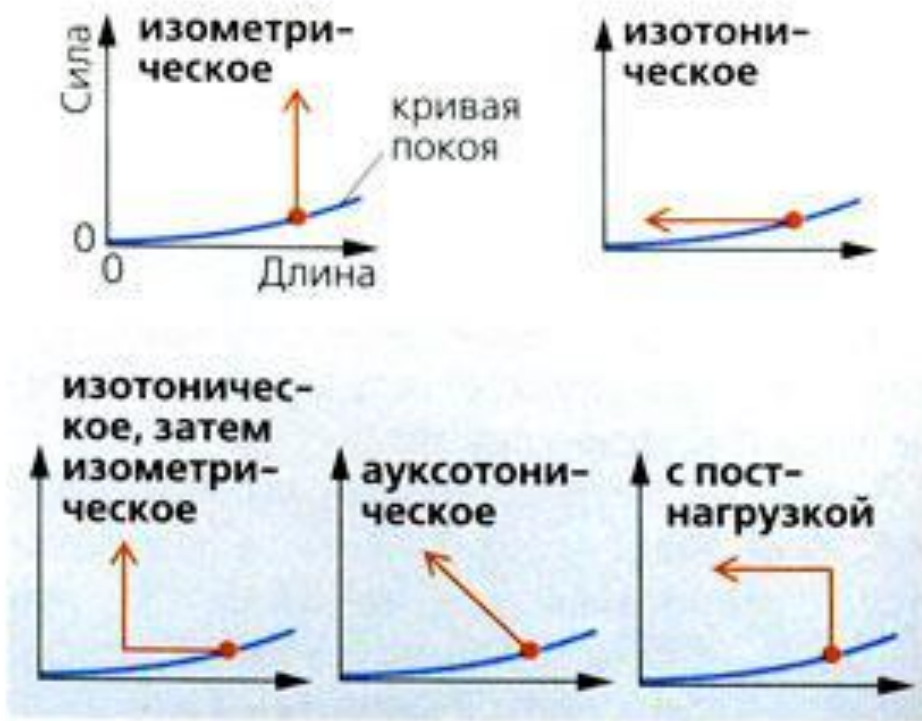
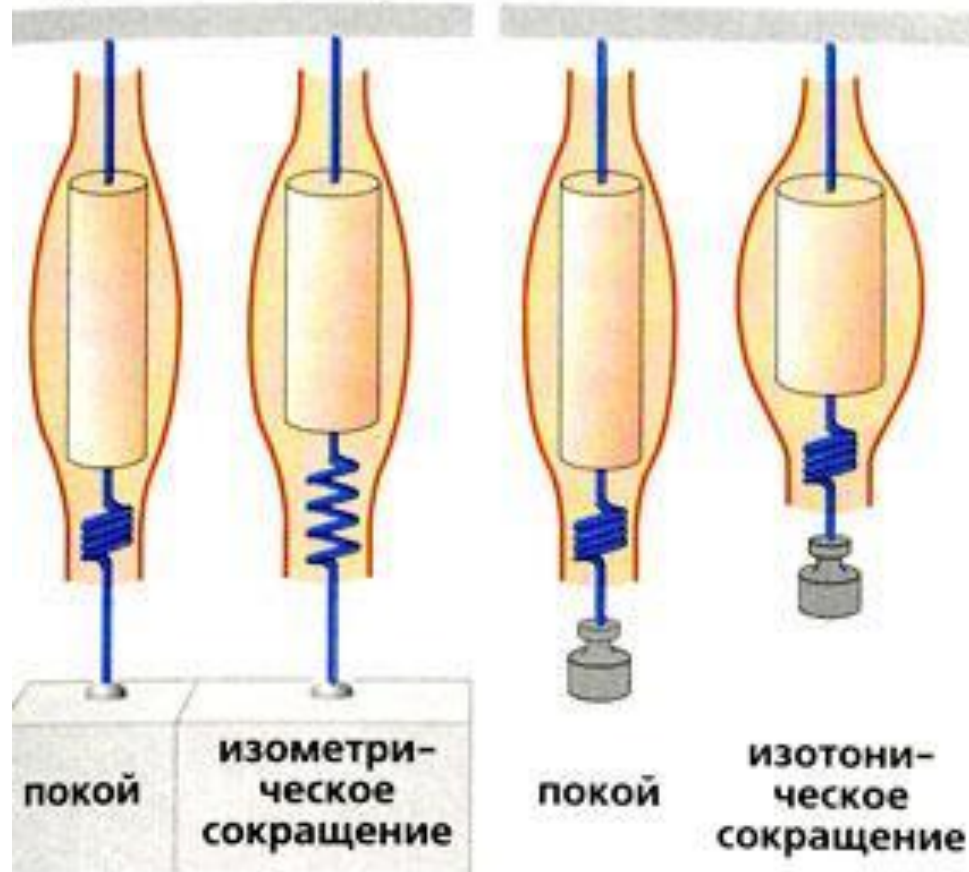
Упругий гистерезис

- 1) отставание деформации упругого тела от напряжения по фазе, в связи с чем в каждый момент времени величина деформации тела является результатом его предыстории;
- 2) характеристика пластичности упругих материалов, определяемая как разность между затраченной на деформирование и возвращённой при разгрузке энергиями



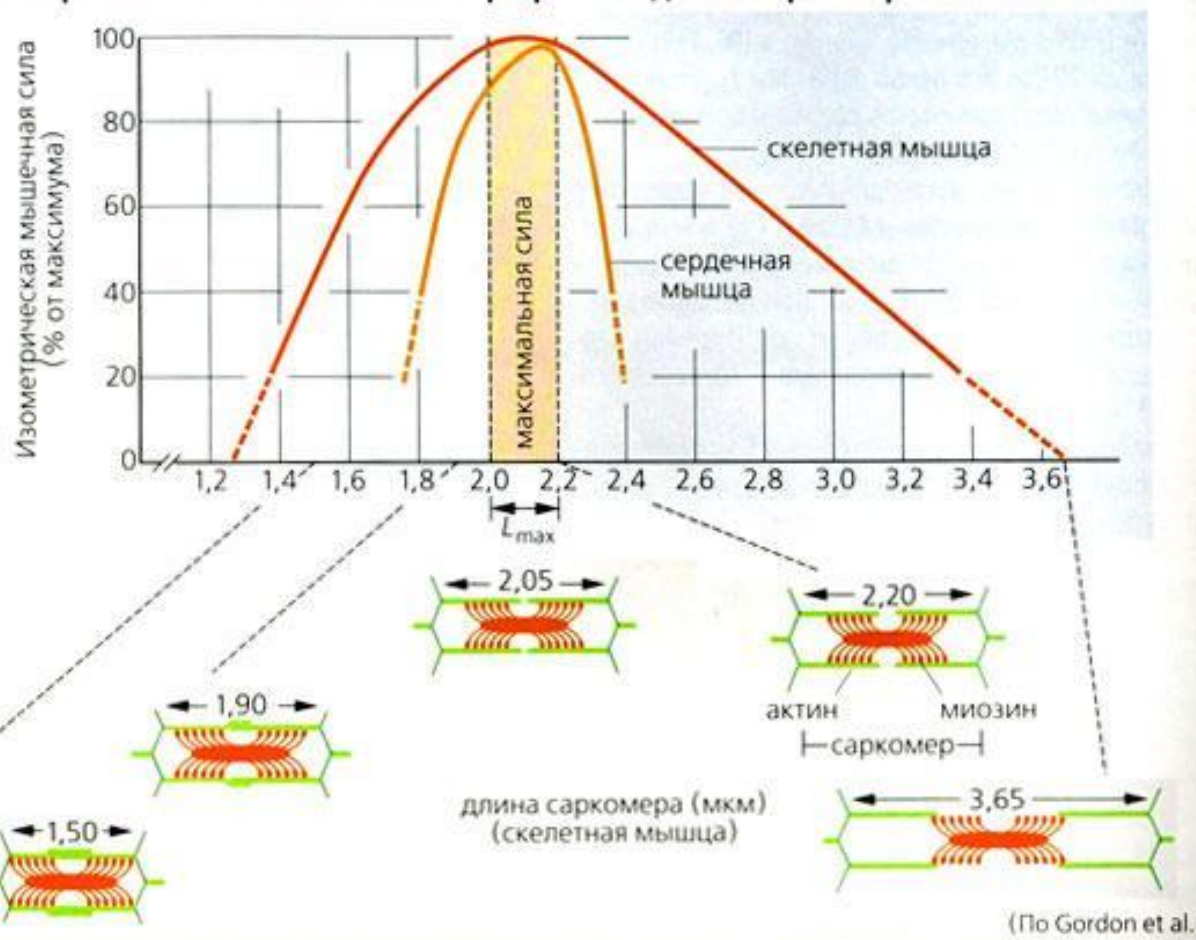
Типы мышечного сокращения

- Б. Типы сокращений -

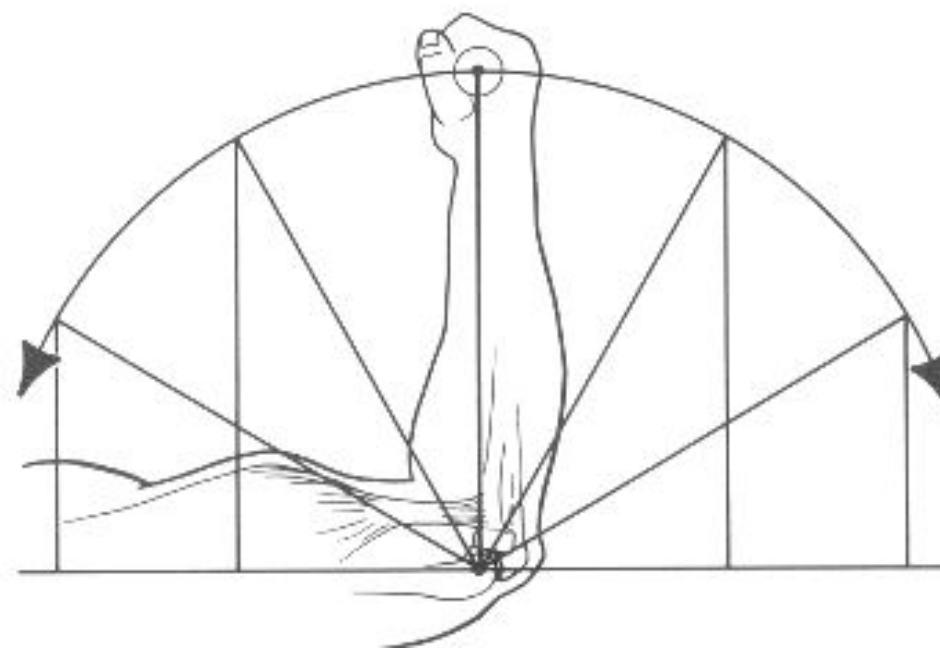


Сила мышц в различных фазах сокращения

– В. Изометрическая мышечная сила при разной длине саркомера



Растяжение
Эксцентрика

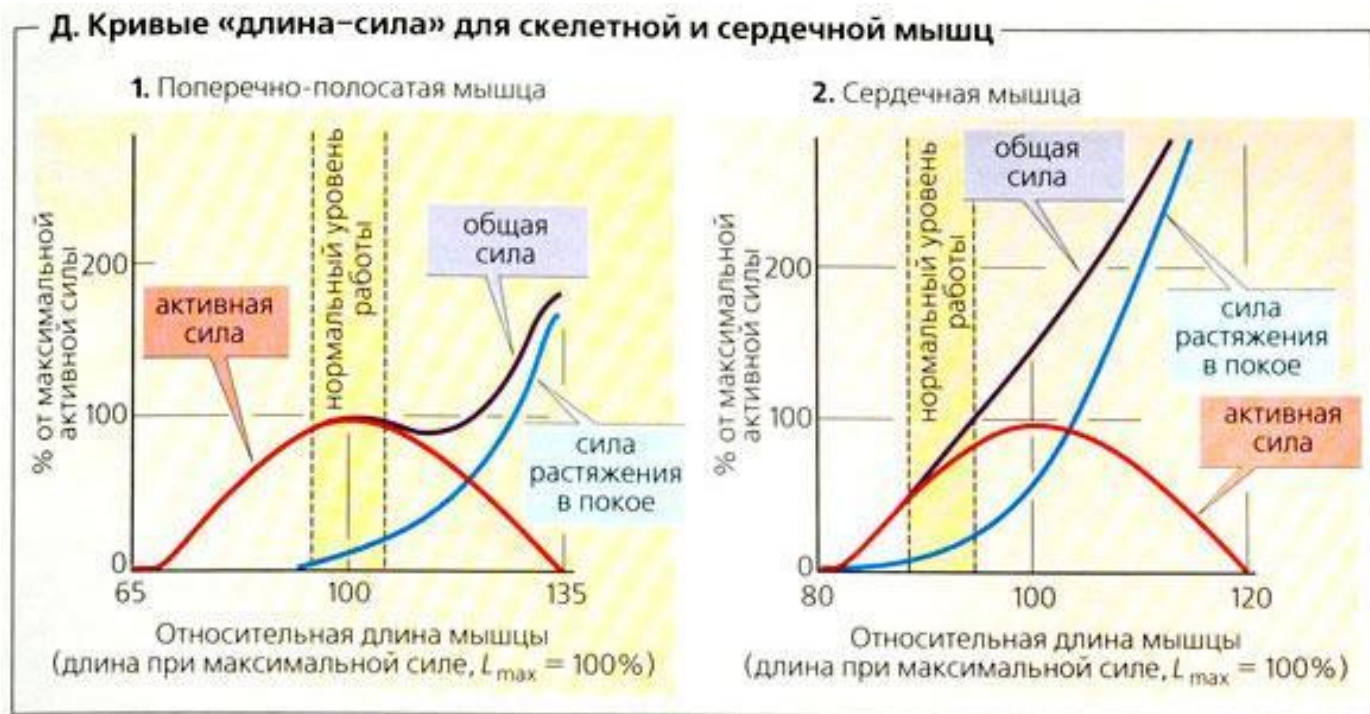


Сокращение
Концентрика

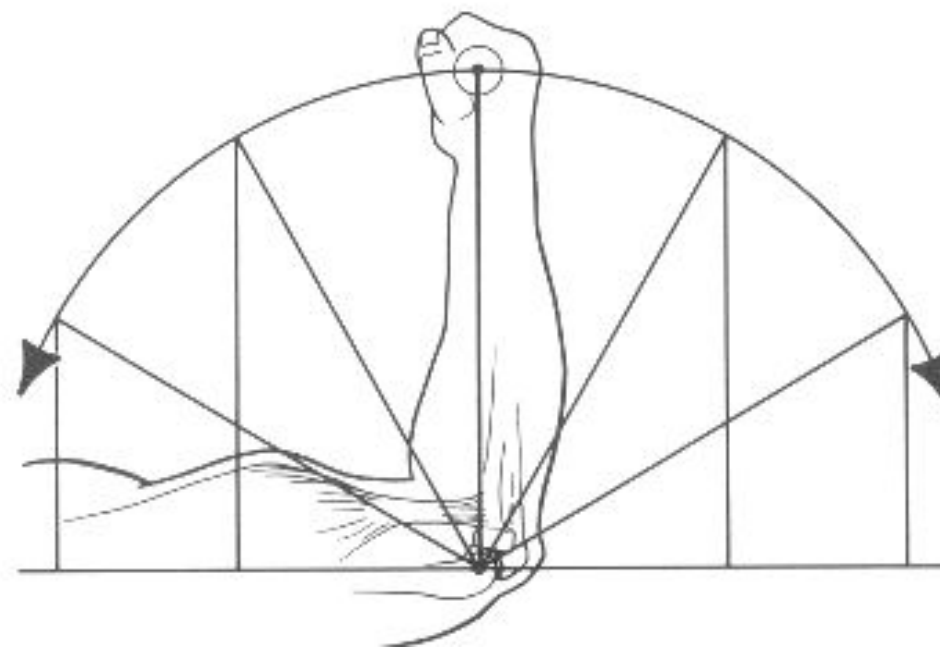
Миотатический рефлекс

- Рефлекс на натяжение мышц, проявляющийся в форме возбуждения мышцы в ответ на ее натяжение.
- Обуславливает следующие взаимосвязи:
 - «длина-напряжение» (чем сильнее, до оптимума, натянута мышца, тем большее усилие она развивает);
 - «скорость-сила» (чем быстрее натяжение мышцы, тем больше развиваемая сила; чем быстрее сокращение мышцы, тем развиваемая ею сила меньше)

Сила мышц в различных фазах сокращения

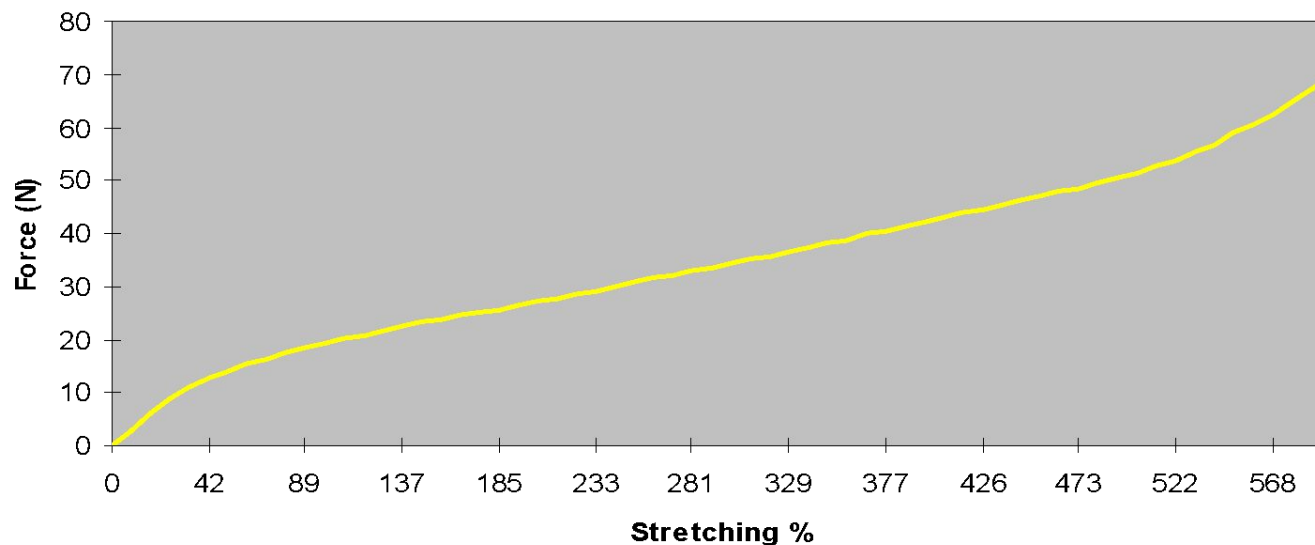


Растяжение
Эксцентрика

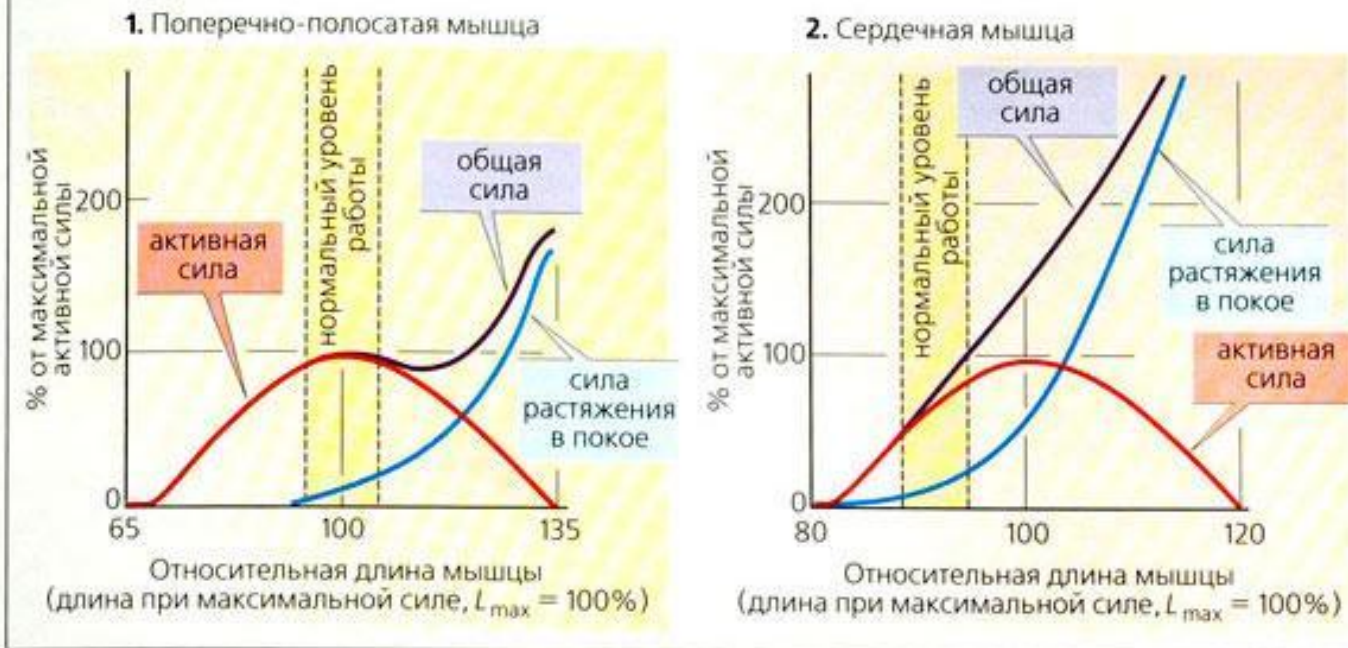


Сокращение
Концентрика

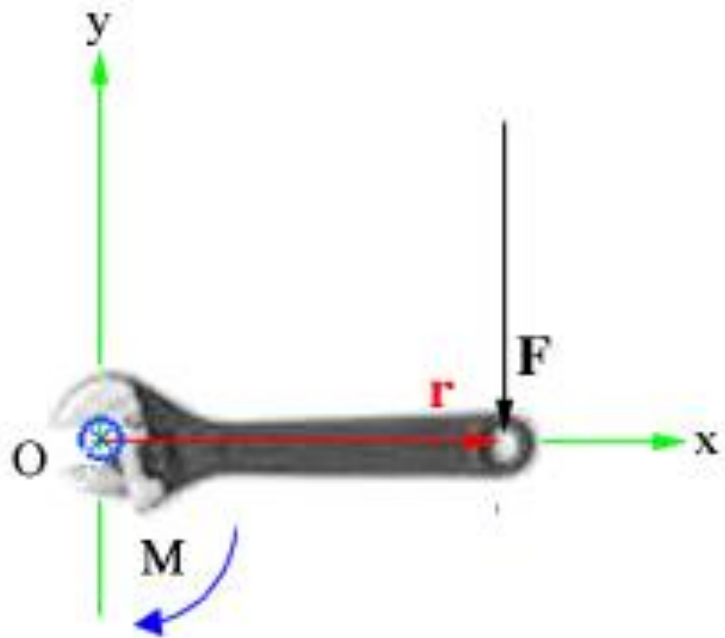
Минуточку...



Д. Кривые «длина-сила» для скелетной и сердечной мышц

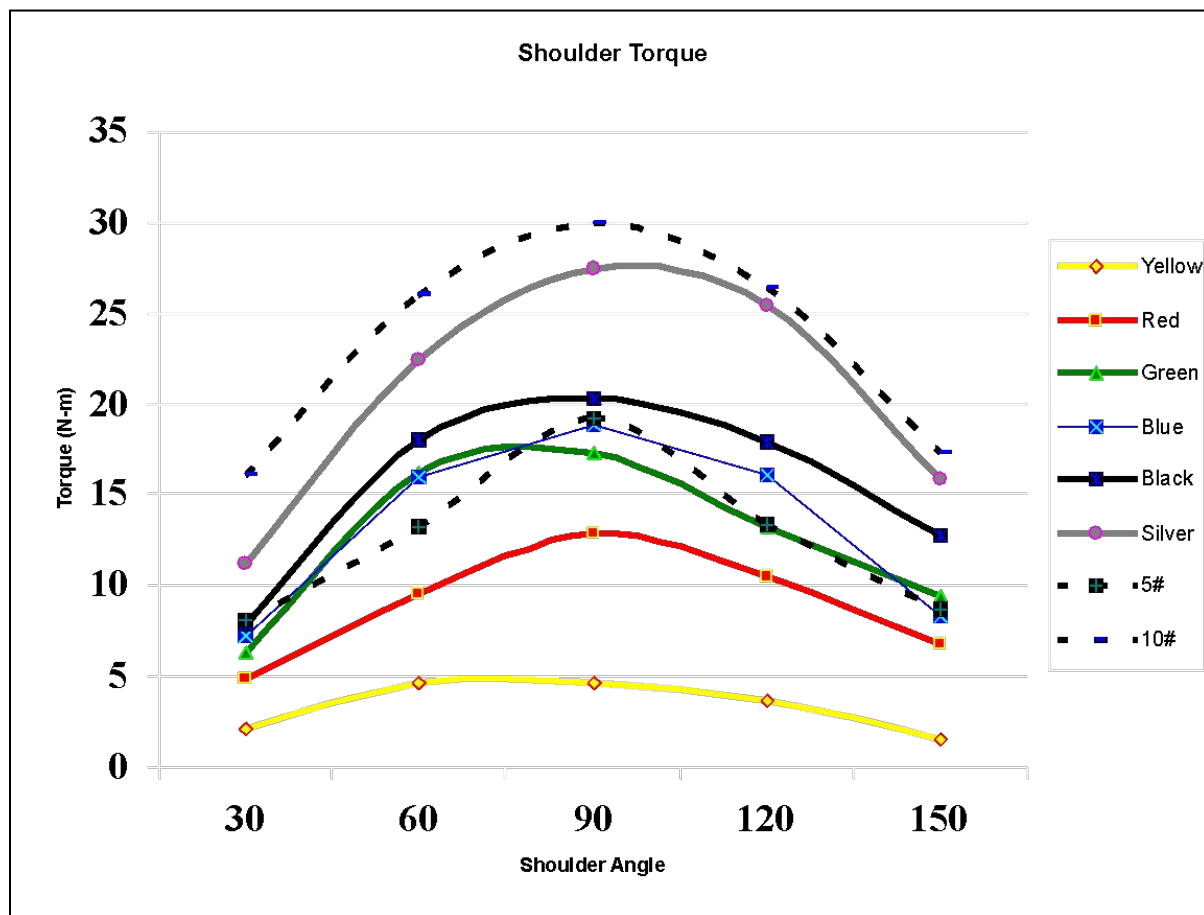


Момент силы



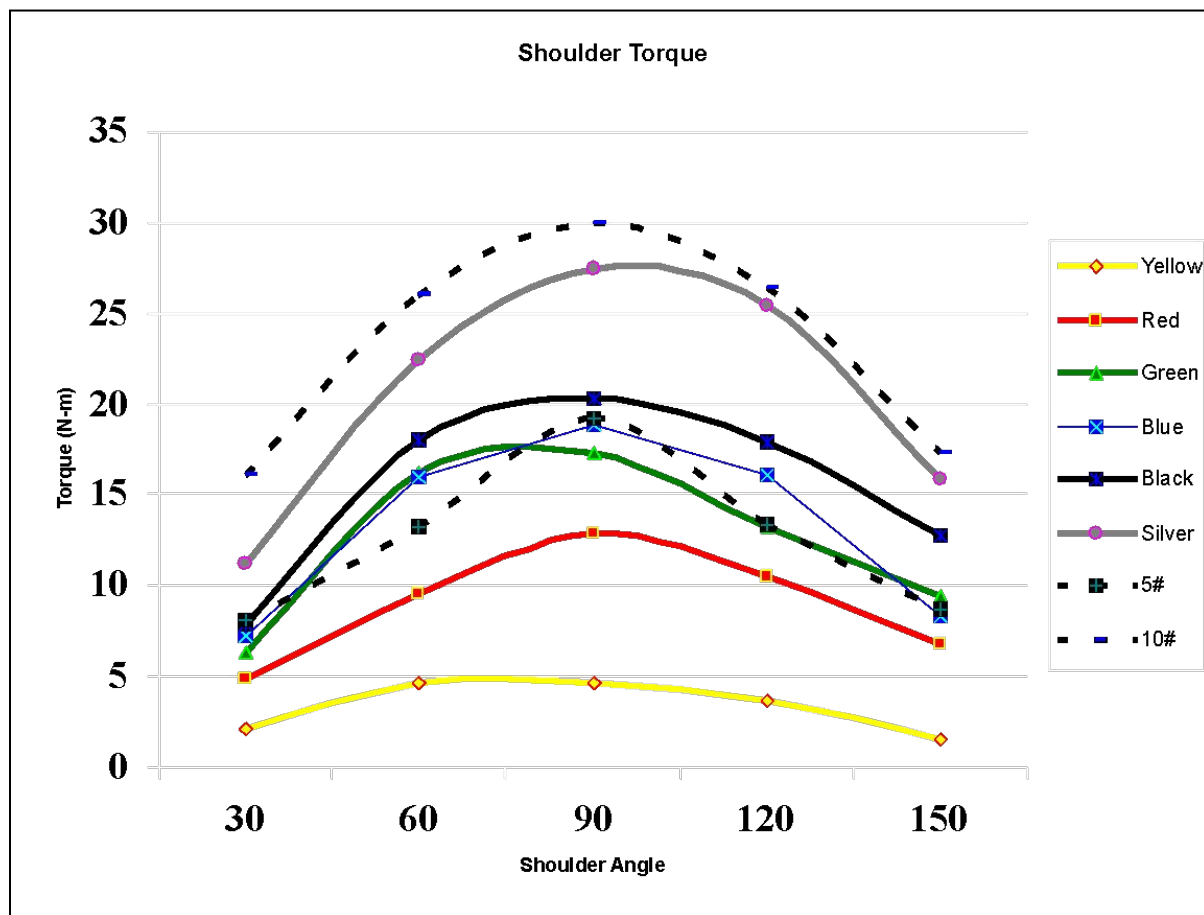
- **Момент силы** (*синонимы: крутящий момент, вращательный момент, вертящий момент, вращающий момент*) — векторная физическая величина, равная векторному произведению радиус-вектора, проведённого от оси вращения к точке приложения силы, на вектор этой силы. Характеризует вращательное действие силы на твёрдое тело.

Кривые момента силы

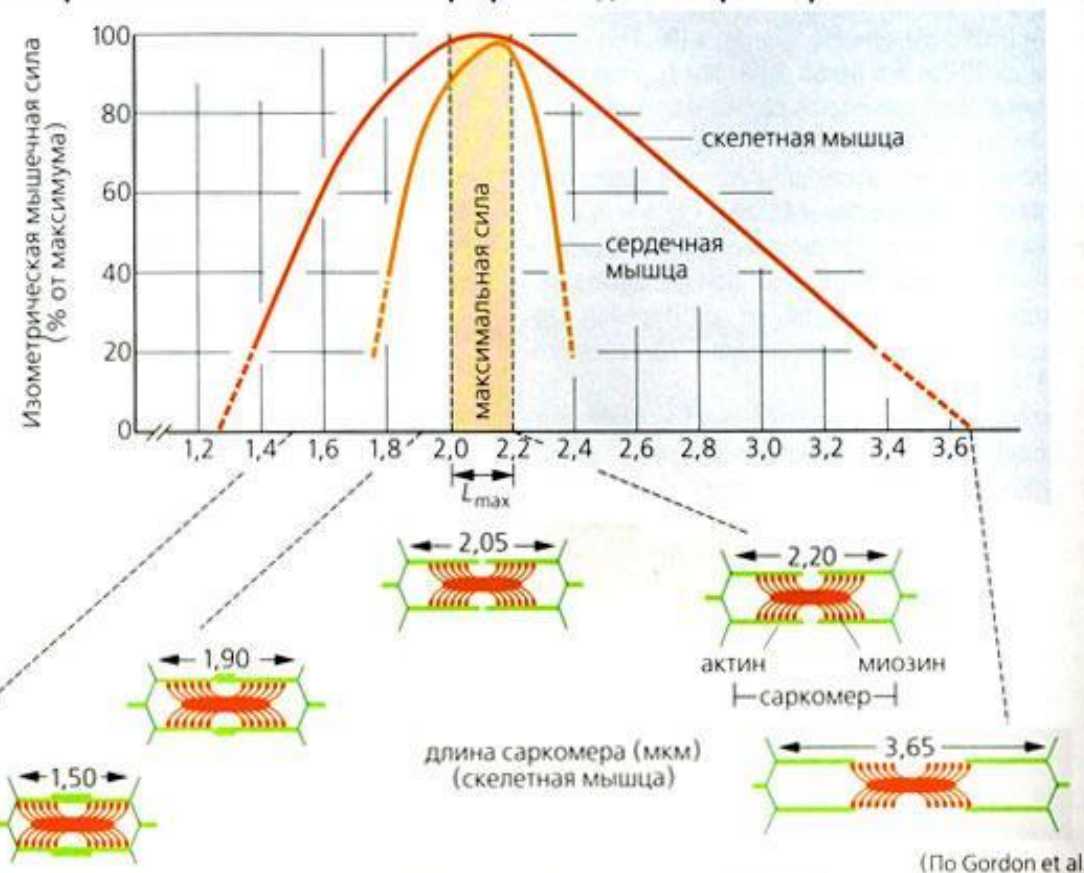


Вне зависимости от уровня сопротивления, кривая момента силы при использовании ERT-снаряда имеет форму «колокола» с одним пиком

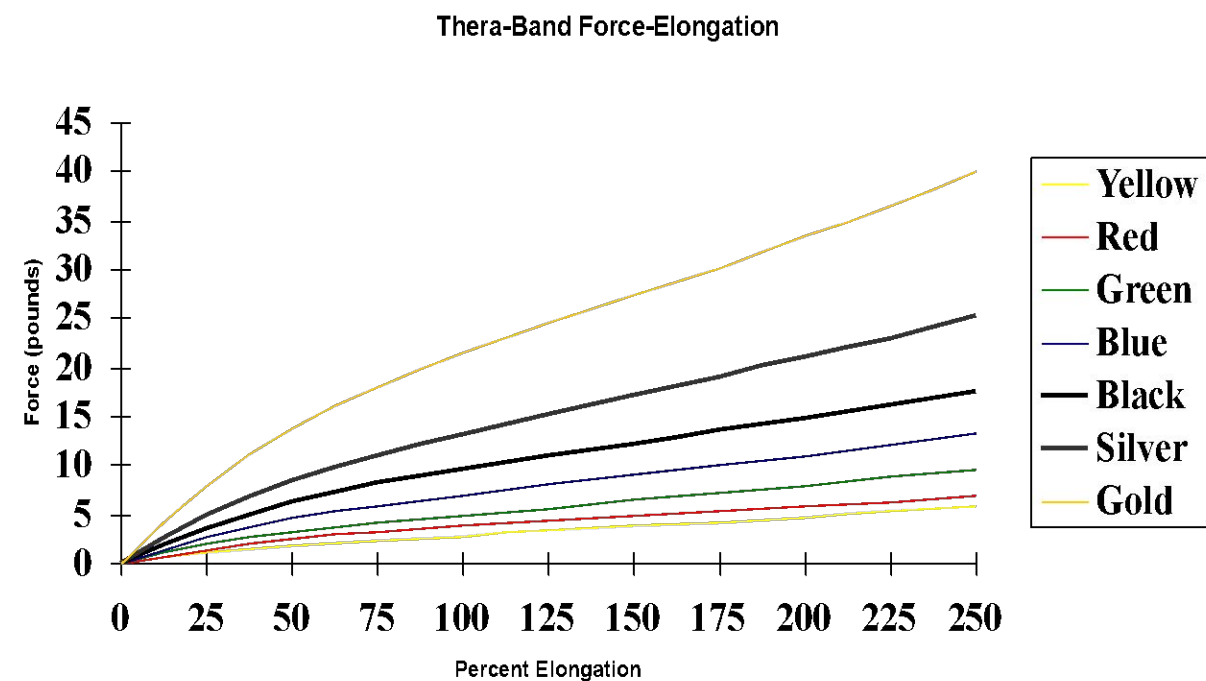
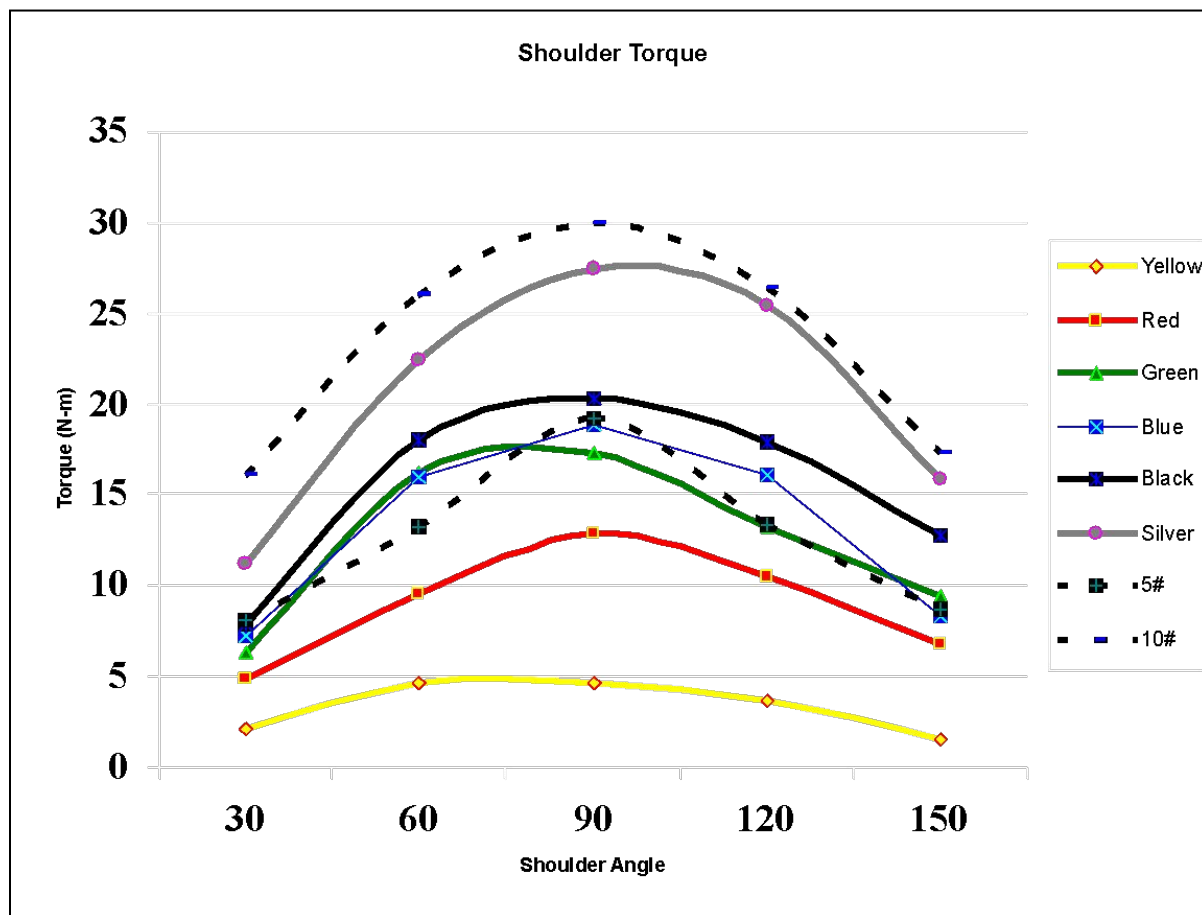
Кривые момента силы



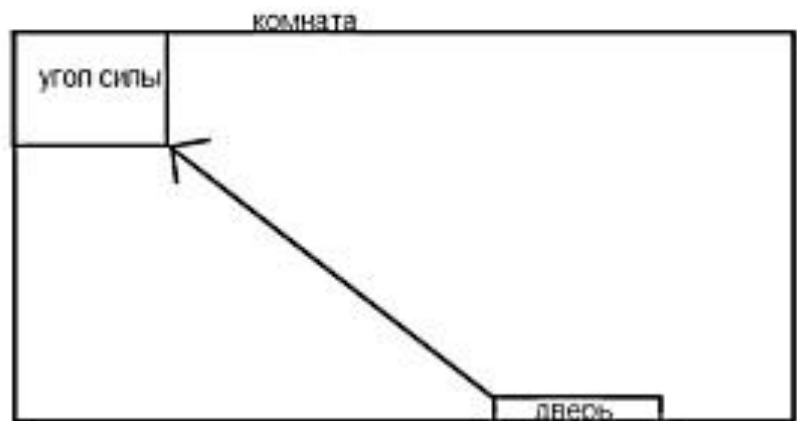
В. Изометрическая мышечная сила при разной длине саркомера



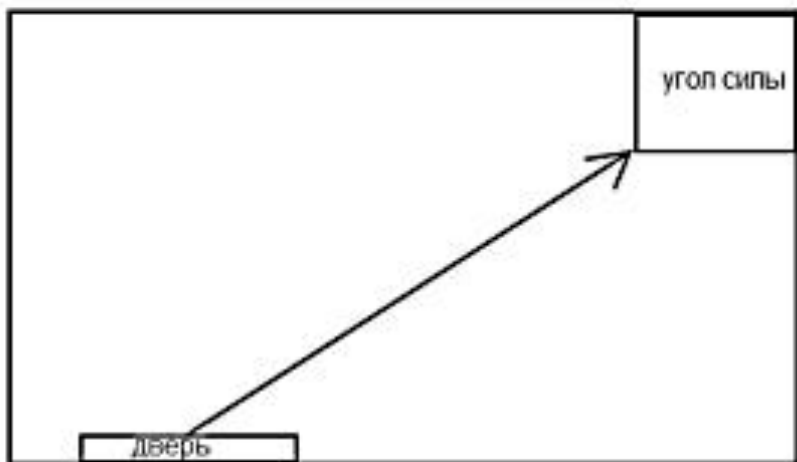
Кривые момента силы



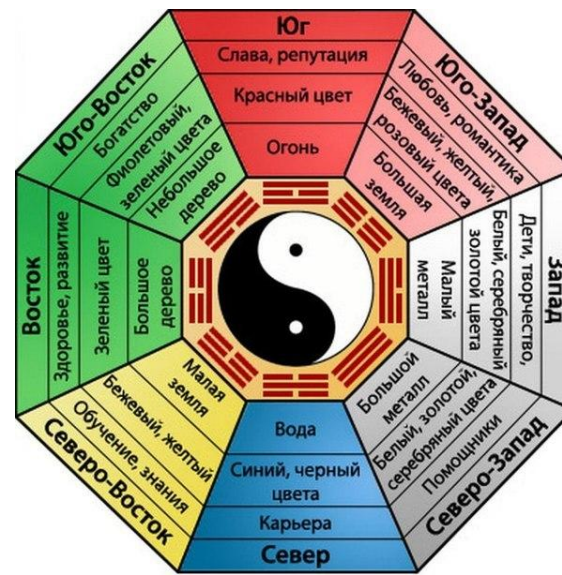
Угол силы



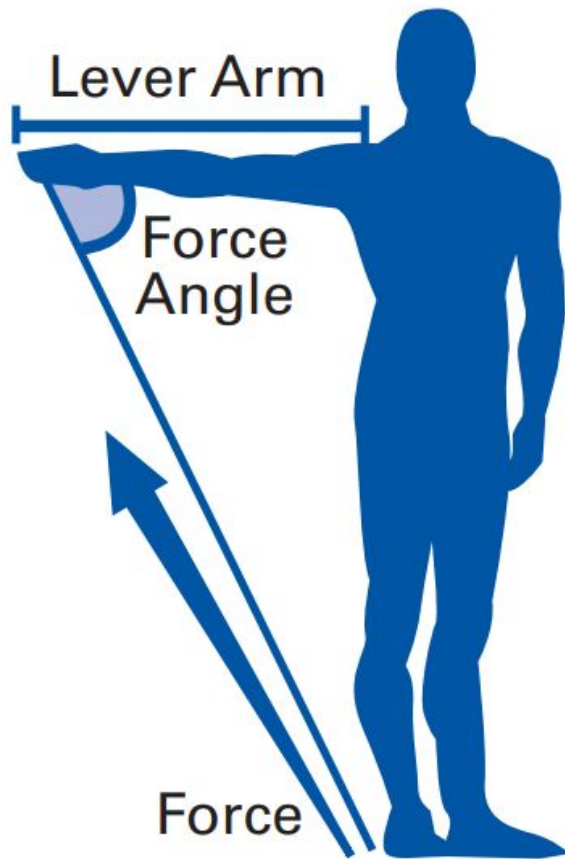
ИЛИ



Угол силы – это мощный энергетический участок, который можно найти в каждой комнате. Правильная активация угла силы поможет вам добиться более быстрого исполнения желаний и целей, а также сдвинуть с мертвой точки дела, которые по непонятным причинам не получается сделать.



Угол силы и момент силы

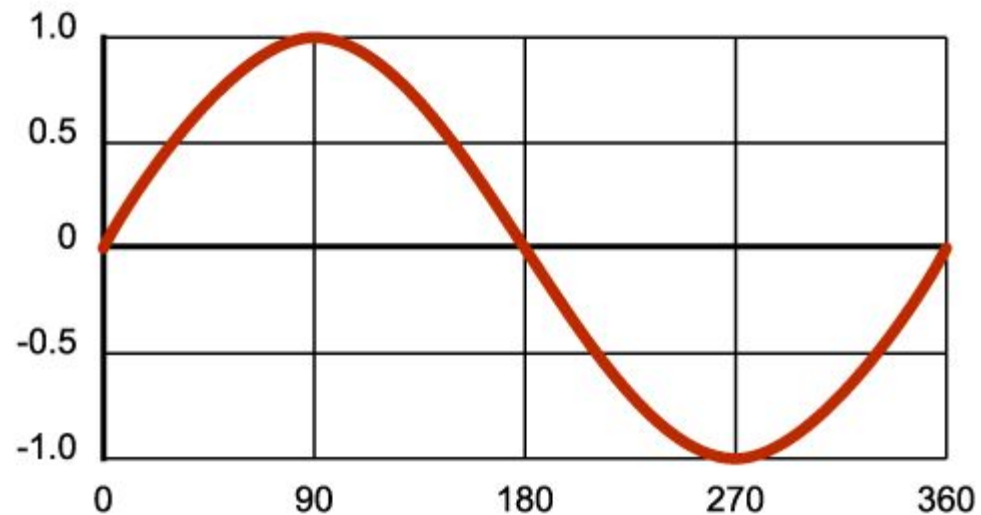


$$M = F \times r \times \sin \alpha \quad \longrightarrow \quad M = F \times (LA) \times \sin FA$$

M – момент силы

r = LA – плечо рычага

FA – угол силы



$$0^\circ = 0$$

$$30^\circ = 0,5$$

$$60^\circ = 0,86$$

$$90^\circ = 1$$

$$120^\circ = 0,86$$

$$150^\circ = 0,5$$

$$180^\circ = 0$$

УГОЛ СИЛЫ И МОМЕНТ СИЛЫ

- Determination and optimization of joint torques and joint reaction forces in therapeutic exercises with elastic resistance
- Andrea Biscarini
- doi:10.1016/j.medengphy.2011.06.011



Determination and optimization of joint torques and joint reaction forces in therapeutic exercises with elastic resistance

Andrea Biscarini^{a,b,*}

^a University of Perugia, Department of Surgical, Radiologic and Odontostomatologic Sciences, Medical Physics Section, Via E. dal Pozzo pad. W, 06126 Perugia, Italy
^b University of Perugia, IAMS Laboratory, Via G. Riambagioni 4, 06126 Perugia, Italy

ARTICLE INFO

Article history:
Received 24 December 2010
Received in revised form 14 June 2011
Accepted 19 June 2011

Keywords:
Elastic resistance
Torque
Joint loading
Knee extension
Tibiofemoral joint

ABSTRACT

A model has been developed to definitively characterize the resistance properties and the joint loading (i.e., shear and compressive components of the joint reaction force) in single-joint exercises with ideal elastic bands. The model accounts for the relevant geometric and elastic properties of the band, the band pre-stretching, and the relative positioning among the joint center of rotation and the fixation points of the band. All the possible elastic torque profiles of ascending–descending, descending, or ascending type were disclosed in relation to the different ranges of joint angles. From these results the elastic resistance setting that best reproduces the average-user's knee extensor torque in maximal isometric/isokinetic efforts was determined. In this optimized setting, the shear tibiofemoral reaction force corresponding to an anterior (posterior) tibial displacement was 55% smaller than (nearly the same as) that obtained in a cam-equipped leg-extension equipment for equal values of resistance torque peak; whereas the compressive tibiofemoral reaction force was 22% higher. Compared to a weight-stack leg-extension equipment, an elastic resistance optimized setting has the potential to give a more effective quadriceps activation across the range of motion, and greatly reduces the anterior cruciate ligament strain force, which represents the main drawback of existing open kinetic-chain knee-extension exercises.

© 2011 IPM. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

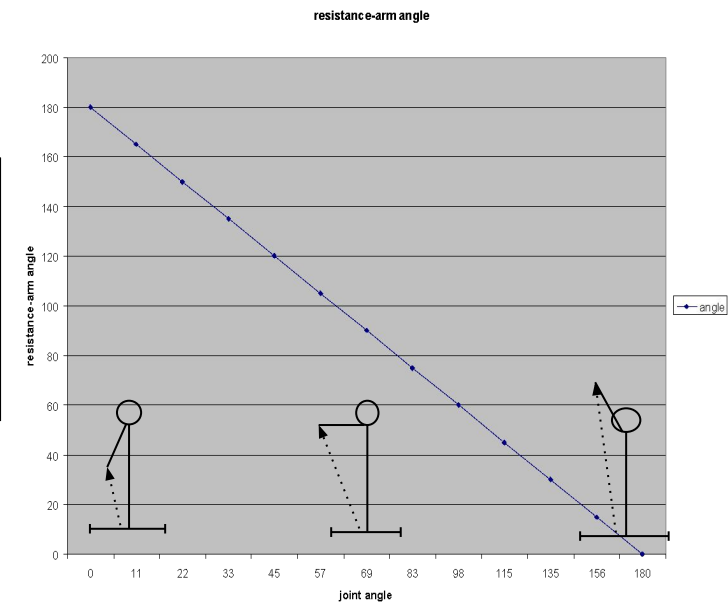
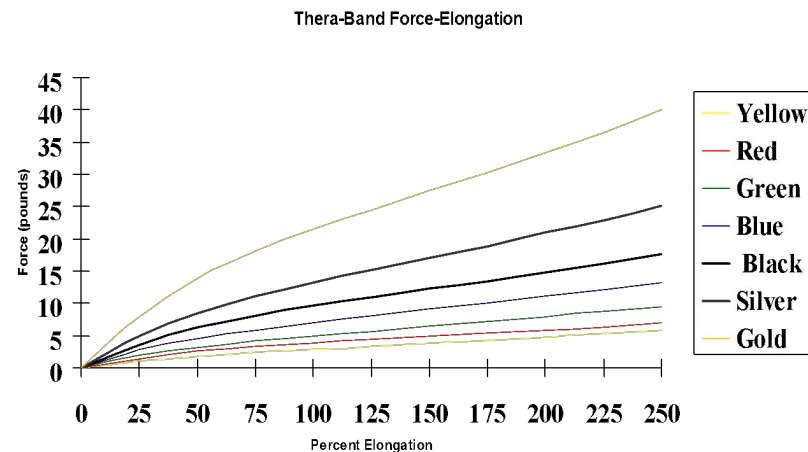
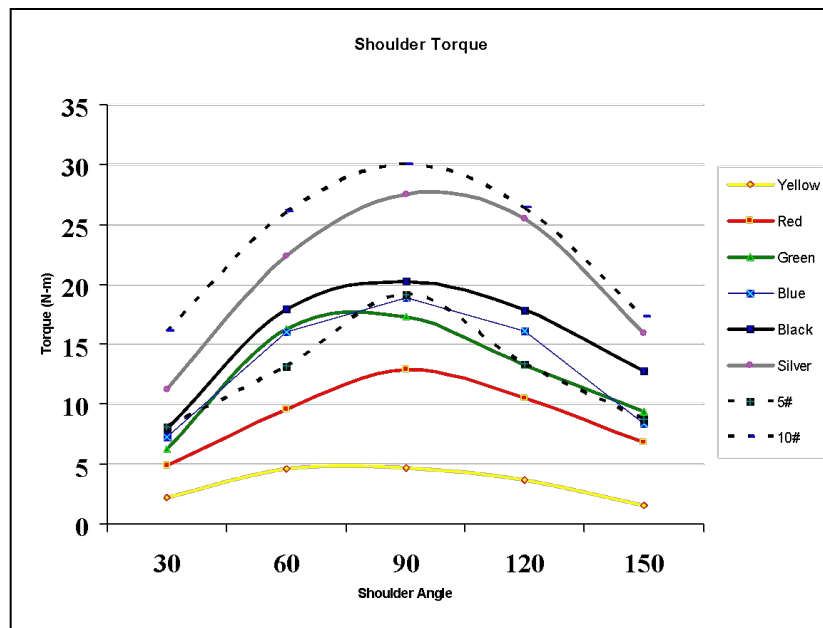
Elastic resistance exercises have gained increasing popularity in recent decades and are widely used in today's conditioning and rehabilitation programs. Since the pioneering research of Aniansson et al. [1], many clinical randomized controlled trials assessed the effectiveness of elastic resistance exercises in improving strength, balance, proprioception, and functionality, as well as in the treatment of chronic pain and injury prevention [2]. Several electromyographic studies investigated muscle activity patterns during knee and shoulder rehabilitation exercises with elastic resistances [3–5]. In contrast, little attention has been devoted in the literature to understand the specific resistive properties provided by elastic bands or tubing [2,6–8]. An accurate and rational knowledge of joint loading during elastic resistance exercises is still completely lacking. The determination of the axial and shear joint reaction forces, and of the forces carried by the ligaments, represents a crucial step to plan effective therapeutic exercises and understand all the clinical implications.

The magnitude of the force exerted by an homogeneous and ideal elastic band is given by $F_{el} = ES_0(l - l_0)/l_0$, where E is the Young's modulus, which characterizes the stiffness of the material, S_0 and l_0 are the resting cross-sectional area and length of the undeformed band, l is the actual length of the band after its elongation strain, and the factor $(l - l_0)/l_0$ represents the relative elongation of the band. Color-coded bands with different stiffness and/or cross-sectional area are typically marketed in bundle, to provide a range of resistances that meets the different user's needs and demands. The two ends of an elastic band are generally fixed to a point C of a stable support and to a point P of the exercising limb; the change in l during the exercises gives a modulation of the elastic resistance within the joint range of motion (ROM). A point within the length of the elastic band may be fixed to C to shorten the effective resting length of the band, and increase both the mean value of F_{el} and its overall increase $\Delta F_{el} = ES_0(l_2 - l_1)/l_0$ during the exercise ($l_2 > l_1 \geq l_0$). Of course, elastic bands can be connected in series (in parallel) to increase the effective value of l_0 (S_0) and produce the opposite (the same) effects. Both F_{el} and ΔF_{el} can also be modulated by changing the distance of the user from C or the level of the band pre-stretching.

Nevertheless, the linear increase of F_{el} with l would appear to establish a severe limitation in the management of the resistance force. In fact, the force of the muscle-tendon unit typically decreases during a shortening contraction, due to the muscle

* Correspondence address: University of Perugia, Department of Surgical, Radiologic and Odontostomatologic Sciences, Medical Physics Section, Via E. dal Pozzo pad. W, 06126 Perugia, Italy. Tel.: +39 075 5855852; fax: +39 075 5735001.
E-mail address: biscarini@fisica.unipg.it

Причина формы «колокола» кривой момента силы



$$M = F \times (LA) \times \sin FA$$

Момент силы (Н·м) равен произведению силы (Н) на длину плеча рычага (м) на синус угла силы

Подбор упражнения

- 1) Установить характеристики движения
- 2) Выбрать длину ERT-снаряда
- 3) Выбрать место крепления
- 4) Подобрать должную нагрузку

Подбор упражнения

- 1) Установить характеристики движения**
- 2) Выбрать длину ERT-снаряда
- 3) Выбрать место крепления
- 4) Подобрать должную нагрузку

Определение характеристик движения

- 1) Траектория: прямолинейное или криволинейное
- 2) Направление: одноплоскостное или многоплоскостное
- 3) Временные характеристики: темп, ритм, однородность

Определение траектории движения

- 1) «Функциональное упражнение» (спорт, PNF, поздние этапы реабилитации etc.) – сложное многоплоскостное движение
- 2) Реабилитация на ранних этапах, укрепление мышц, развитие нейро-мышечной связи – движение в одной плоскости
- 3) Stealth-упражнение – скрытая активация целевой мышцы
- 4) Изометрическое или статодинамическое упражнение

Многоплоскостное движение



Одноплоскостные движения



Криволинейное и прямолинейное движение



Определение скорости выполнения упражнения

% 1RM

10% 20% 30% 40% 50% 60% 70% 80% 90% 100%



Определение траектории движения

- 1) Вектор сопротивления
- 2) Вектор помощи

Подбор упражнения

- 1) Установить характеристики движения
- 2) Выбрать длину ERT-снаряда**
- 3) Выбрать место крепления
- 4) Подобрать должную нагрузку

Зависимость сопротивления снаряда от растяжения

$$R_{\%} = \frac{L_{\text{кон}} - L_{\text{нач}}}{L_{\text{нач}}} \times 100\%$$

$R_{\%}$ - сопротивление в процентах

$L_{\text{кон}}$ – конечная длина

$L_{\text{нач}}$ – начальная длина

Дано:

$$L_{\text{нач}} = 1 \text{ м}$$

$$L_{\text{кон}} = 2 \text{ м}$$

$$R_{\%} - ?$$

Решение:

$$R_{\%} = ([2-1]/1) \times 100 = 100$$

Дано:

$$L_{\text{нач}} = 128 \text{ см}$$

$$L_{\text{кон}} = 256 \text{ см}$$

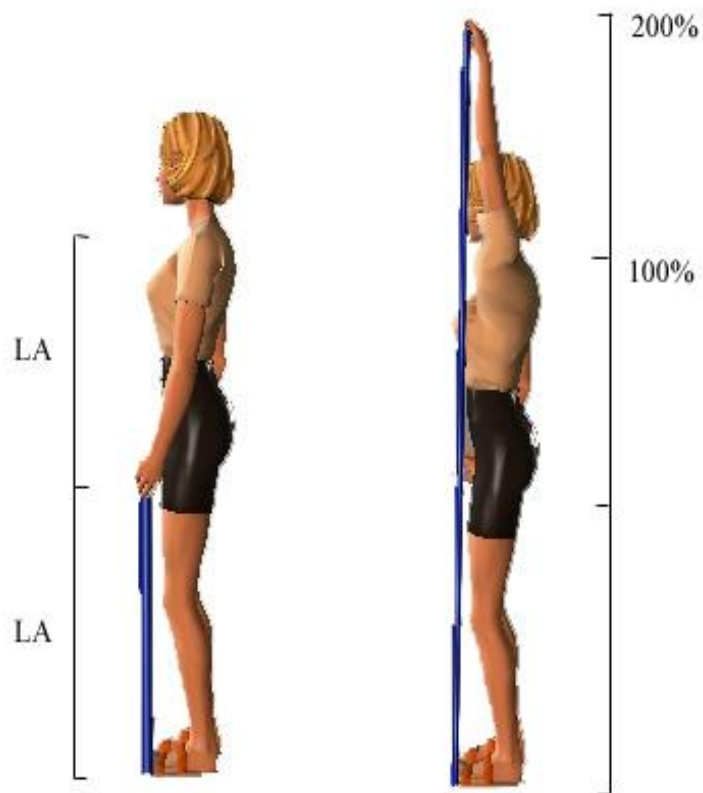
$$R_{\%} - ?$$

Решение:

$$R_{\%} = ([256-128]/128) \times 100 = 1 \times 100 = 100$$

Вывод: снаряд оказывает одинаковое сопротивление при одинаковой степени растяжения вне зависимости от начальной длины

Выбор длины снаряда



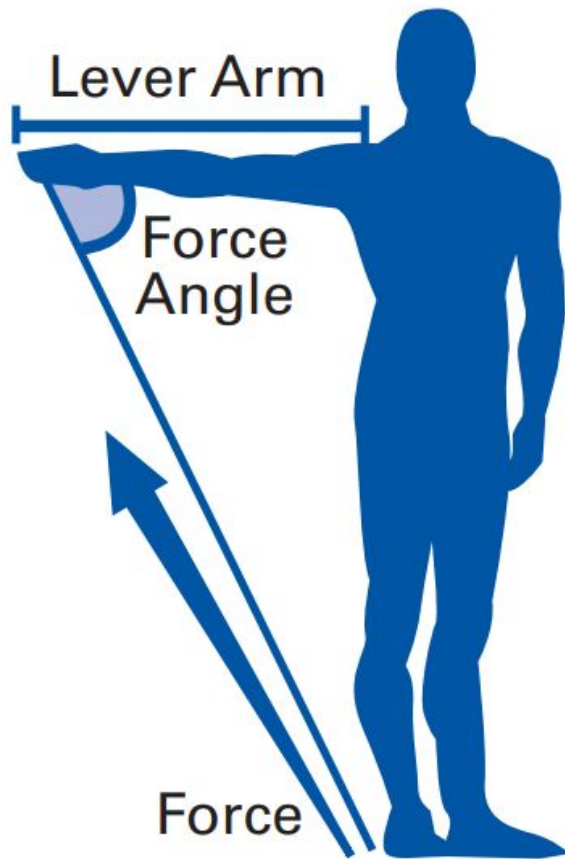
Исходная длина снаряда зависит от предполагаемого сопротивления, т.е. его конечной длины

К примеру, для растяжения снаряда до 200% при сгибании плечевого сустава следует взять длину снаряда, равную длине движущегося сегмента, т.е. верхней конечности

Подбор упражнения

- 1) Установить характеристики движения
- 2) Выбрать длину ERT-снаряда
- 3) Выбрать место крепления**
- 4) Подобрать должную нагрузку

Угол силы и момент силы

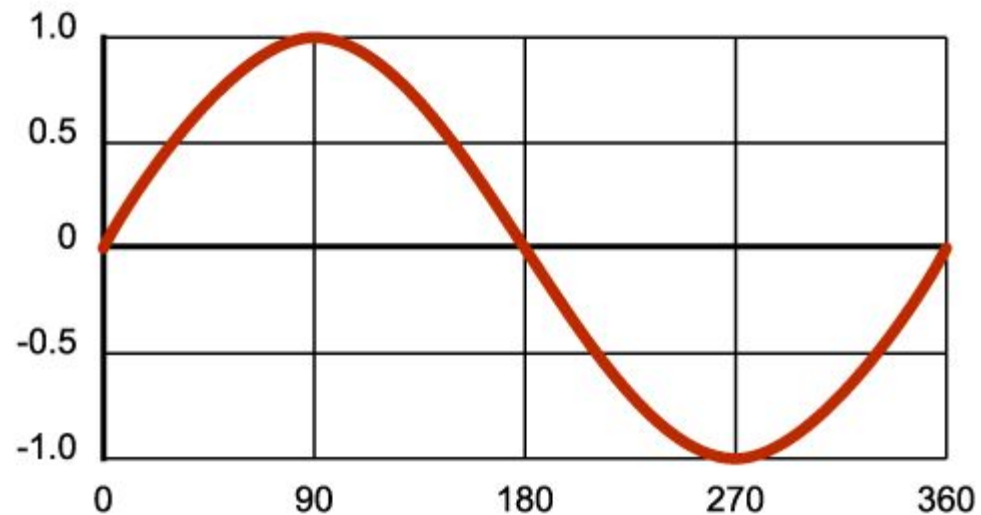


$$M = F \times r \times \sin \alpha \quad \longrightarrow \quad M = F \times (LA) \times \sin FA$$

M – момент силы

r = LA – плечо рычага

FA – угол силы



$$0^\circ = 0$$

$$30^\circ = 0,5$$

$$60^\circ = 0,86$$

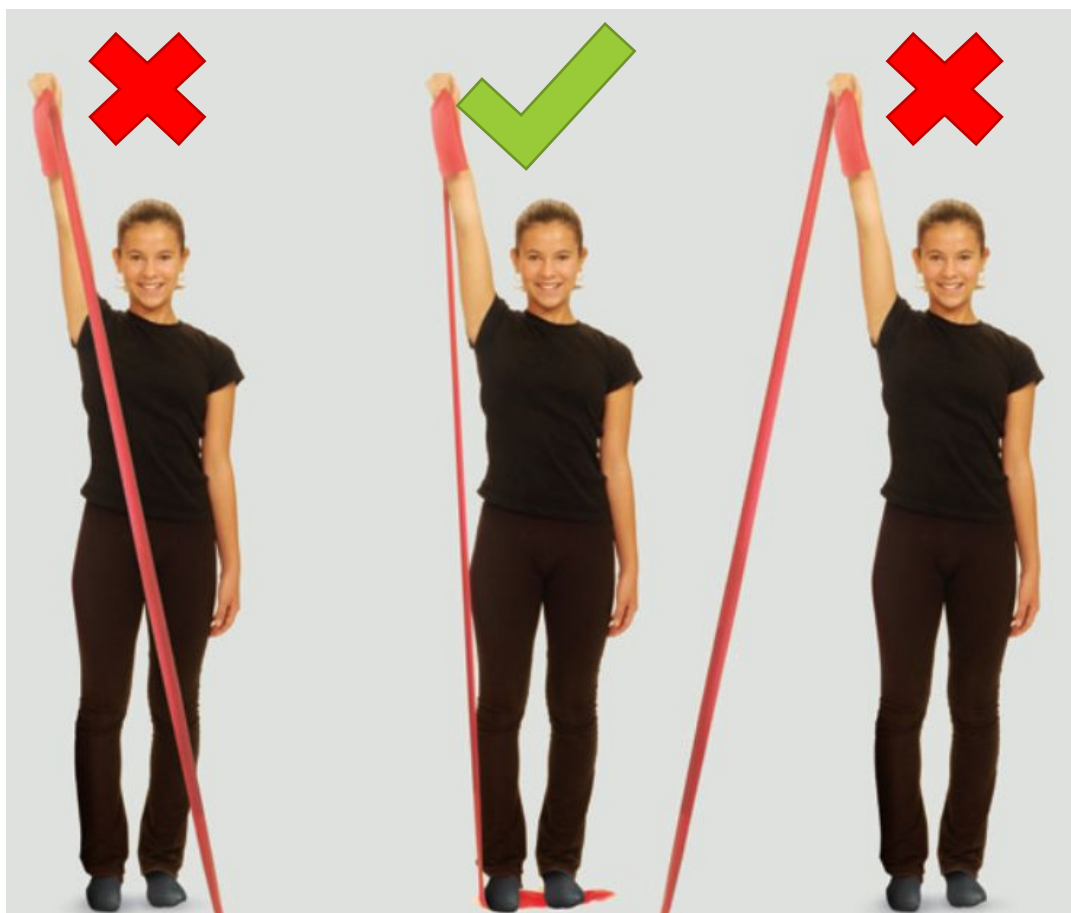
$$90^\circ = 1$$

$$120^\circ = 0,86$$

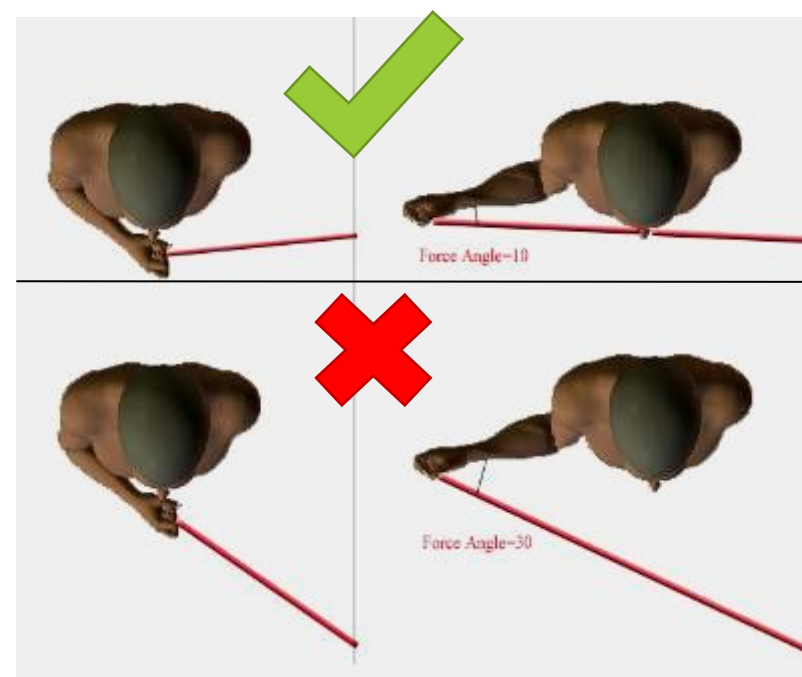
$$150^\circ = 0,5$$

$$180^\circ = 0$$

Крепление снаряда



В конце движения снаряда угол силы должен составлять 0° - 15°



Подбор упражнения

- 1) Установить характеристики движения
- 2) Выбрать длину ERT-снаряда
- 3) Выбрать место крепления
- 4) Подобрать должную нагрузку**

Определение количества повторений

VARIABLE	STRENGTH	POWER	SPEED	HYPERTROPHY	MUSCULAR ENDURANCE
Load (% of 1RM)	80-100	60-80	<30%	60-80	30-60
Reps per set	1 - 4	2 - 5	3 - 7	8 - 12	13 - 20
Sets per exercise	3 - 5	3 - 6	4 - 8	2 - 4	2 - 4
Rest between sets	2 - 3min	3 - 5min	2 - 4min	1 - 3min	30 - 90 secs

Расчет уровня нагрузки

1RM (one repetition maximum) – максимальный вес спортивного снаряда или вес в спортивном тренажёре, который спортсмен может поднять в одном повторении с полной амплитудой движения для заданного силового упражнения в одном сете.

$$\text{Epley (E)} \quad 1RM = w \left(1 + \frac{r}{30}\right)$$

$$\text{Brzycki (B)} \quad 1RM = w \cdot \frac{36}{(37 - r)}$$

$$\text{Lander (La)} \quad 1RM = \frac{100 \cdot w}{101.3 - 2.67123 \cdot r}$$

$$\text{Lombardi (Lo)} \quad 1RM = w \cdot r^{0.10}$$

$$\text{Mayhew et al. (M)} \quad 1RM = \frac{100 \cdot w}{52.2 + 41.9 \cdot e^{-0.055 \cdot r}}$$

$$\text{O'Conner et al. (O)} \quad 1RM = w \cdot (1 + 0.025 \cdot r)$$

$$\text{Wathen (W)} \quad 1RM = \frac{100w}{48.8 + 53.8e^{-0.075r}}$$

Расчет уровня нагрузки

Для пациента 1RM –
максимальное
сопротивление на одно
полное движение по всей
доступной амплитуде без
боли

$$\text{Epley (E)} \quad 1RM = w \left(1 + \frac{r}{30}\right)$$

$$\text{Brzycki (B)} \quad 1RM = w \cdot \frac{36}{(37 - r)}$$

$$\text{Lander (La)} \quad 1RM = \frac{100 \cdot w}{101.3 - 2.67123 \cdot r}$$

$$\text{Lombardi (Lo)} \quad 1RM = w \cdot r^{0.10}$$

$$\text{Mayhew et al. (M)} \quad 1RM = \frac{100 \cdot w}{52.2 + 41.9 \cdot e^{-0.055 \cdot r}}$$

$$\text{O'Conner et al. (O)} \quad 1RM = w \cdot (1 + 0.025 \cdot r)$$

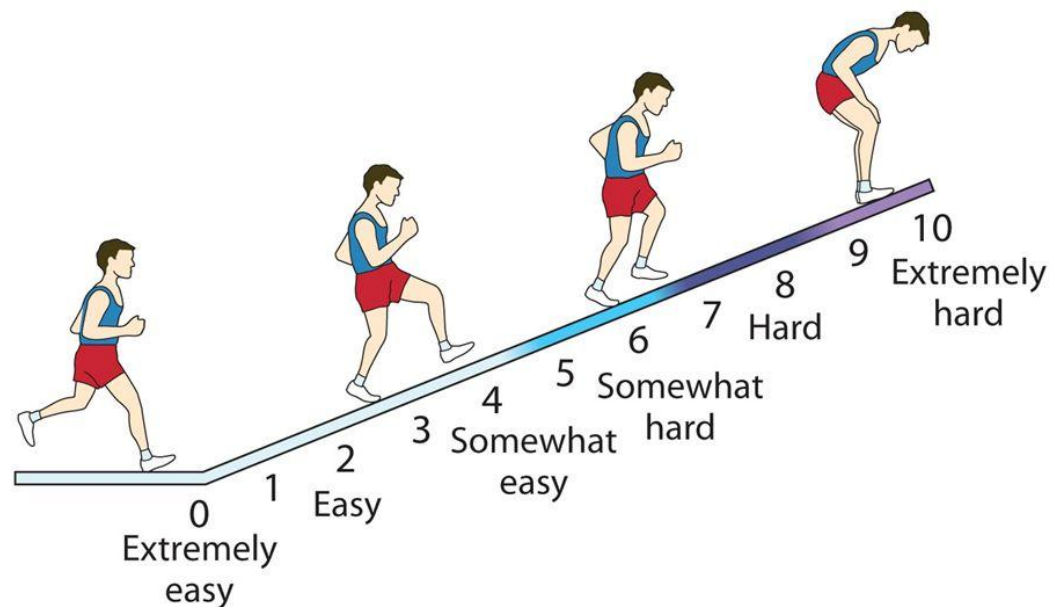
$$\text{Wathen (W)} \quad 1RM = \frac{100w}{48.8 + 53.8e^{-0.075r}}$$

Шкала субъективной оценки физической нагрузки (Шкала Борга¹)

Уровень нагрузки		Ощущения
6	Вообще без усилия	Очень просто Без усилия Нормальное дыхание Нет чувства усилия в руках или ногах
7		
8		
9	Легко	Небольшое усилие Дыхание глубже Возникает ощущение, что мышцы работают
10		
11	Трудновато	Среднее усилие Дыхание учащено и углублено
12		
13	Трудно	Чувствуется мышечная работа Можно слегка вспотеть Немного трудно говорить из-за частого дыхания
14		
15		
16	Тяжело	Тяжелая работа, одышка еще позволяет говорить Чувствуется, как сильно бьется сердце Потоотделение ++
17		
18	Очень тяжело	Очень тяжелая работа Очень трудно говорить Сильная одышка Мышцы болят Чувство напряжения в груди Потоотделение +++
19		
20	Максимальное усилие	

¹ Borg RPE scale
© Gunnar Borg, 1970, 1985, 1994, 1998

Шкала восприятия нагрузки OMNI



Критерии для сравнения

Оценка	Уровень физической нагрузки
9	Очень легко. Для здорового человека это равноценно медленной пешей прогулке без напряжения в течение нескольких минут
13	Упражнение трудное, но человек вполне может продолжать
17	Сильное напряжение. Здоровый человек все еще может продолжать, но вынужден действительно заставлять себя. Ощущается как очень трудное, человек сильно устал
19	Крайняя степень напряжения. Для большинства людей это самое тяжелое упражнение, которое они когда-либо выполняли в своей жизни

Литература

- Soria-Gila, MA, Chiroso, IJ, Bautista, IJ, Baena, S, and Chiroso, LJ. Effects of variable resistance training on maximal strength: A meta-analysis. *J Strength Cond Res* 29(11): 3260–3270, 2015 [\[PubMed\]](#)
- McMaster, DT, Cronin, J, and McGuigan, MR. Quantification of rubber and chain-based resistance modes. *J Strength Cond Res* 24(8): 2056–2064, 2010 [\[PubMed\]](#)
- Anderson, CE, Sforzo, GA, and Sigg, JA. The effects of combining elastic and free weight resistance on strength and power in athletes. *J Strength Cond Res* 22: 567–574, 2008. [\[PubMed\]](#)
- Wallace, B.J., J.B. Winchester, and M.R. McGuigan. Effects of elastic bands on force and power characteristics during the back squat exercise. *J. Strength Cond. Res.* 20(2):268–272. 2006 [\[PubMed\]](#)
- Cronin, J, McNair, PJ, and Marshall, RN. The effects of bungy weight training on muscle function and functional performance. *J Sports Sci* 21: 59–71, 2003. [\[PubMed\]](#)
- Aboodarda, SJ, Byrne, JM, Samson, M, Wilson, BD, Mokhtar, AH, and Behm, DG. Does performing drop jumps with additional eccentric loading improve jump performance? *J Strength Cond Res* 28(8): 2314–2323, 2014. [\[PubMed\]](#)
- Newton, RU, Robertson, M, Dugan, E, Hanson, C, Cecil, J, Gerber, A, Hill, J, and Schwier, L. Heavy elastic bands alter force, velocity, and power output during back squat lift. *J Strength Cond Res* 16: 13, 2002.
- McMaster, DT, Cronin, J, and McGuigan, M. Forms of variable resistance training. *Strength Cond J* 31: 50–64, 2009. [\[Link\]](#)
- Shoepe, TC, Ramirez, DA, Rovetti, RJ, Kohler, DR, and Almstedt, HC. The effects of 24 weeks of resistance training with simultaneous elastic and free weight loading on muscular performance of novice lifters. *J Hum Kinet* 29: 93–106, 2011. [\[PubMed\]](#)
- Laffaye, G., & Wagner, P. (2013). Eccentric rate of force development determines jumping performance. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(1), pp.82–83. [\[Link\]](#)
- Bracicm MCM, Peharec S, Bacic P, Aleksandrovic M. Biodynamic characteristics of VJ and DJ. *Acta Kinesiologiae Universitatis Tartuensis*. 2011, Vol. 1. [\[Link\]](#)