ФАКУЛТЕТ СПОРТА И ФИЗИЧКОГ ВАСПИТАЊА
УНИВЕРЗИТЕТА У БЕОГРАДУ

РАЗВОЈ ПОКРЕТЉИВОСТИ У ПРОСТОРУ КОНДИЦИЈСКЕ ПРИПРЕМЕ СПОРТИСТА

(ДИПЛОМСКИ РАД)

Студент:
Бојан Антонић

Ментор:
Редовни проф. др Ђорђе Стефановић
Чланови комисије:
Редовни проф. др Владимир Копривица
Редовни проф. др Саша Јаковљевић

Београд 2012.

РЕЗИМЕ

Тема овога рада се односи на утицај зглобова, мишића и везивног ткива на истезање и амплитуду покрета. Разматра се међусобни однос између сила истезања, механичких особина, рецептора и рефлекса. Сагледавањем наведених утицаја и разматрањем поменутих односа долази се до сазнања да је област развоја покретљивости и метода за њен развој значајна у простору кондицијске припреме спортиста.

Кључне речи: покретљивост, проприоцептивна неуромускуларна фацилитација, мека ткива, зглобови, кости, тетиве, мишићи, рефлекси, истезање.

САДРЖАЈ

1. УВОД **3**

2. ТЕОРИЈСКИ АСПЕКТИ О ФЕНОМЕНУ ПОКРЕТЉИВОСТИ У СПОРТУ **4**

3.ФАКТОРИ ПОКРЕТЉИВОСТИ **9**

4. ВРСТЕ ПОКРЕТЉИВОСТИ **25**

5. МЕТОДИ РАЗВОЈА ПОКРЕТЉИВОСТИ **26**

5.1.Балистичко (динамичко) истезање 26
5.2.Статичко истезање 27
5.3. Проприоцептивна неуромускуларна фацилитација 29
5.3.1. Понављање контракција (ПК) *33*
5.3.2. Ритмична иницијација (РИ) *33*
5.3.3. Споро враћање (СВ) *34*
5.3.4. Споро враћање задржај (СВЗ) *34*
5.3.5. Ритмична стабилизација (РС) *34*
5.3.6. Контакт релаксација (КР) *35*
5.3.7. Задржи релаксирај (ЗР) *35*
5.3.8. Споро враћање задржи релаксирај (СВЗР) *36*
5.3.9. Агонистичко враћање (АВ) *36*

6. УТИЦАЈ ВЕЖБИ ИСТЕЗАЊА НА СНАГУ **39**

7.ВЕЖБЕ ЗА РАЗВОЈ ПОКРЕТЉИВОСТИ И КОНТРАВЕРЗЕ У ВЕЗИ СА **42**

ЊИМА **42**

7.1. Препонашко истезање *43*
7.2. Обрнуто препонашко истезање *44*
7.3. Дубоки чучањ *44*
7.4. Претклон са додиривањем прстију стопала *46*
7.5. Лук и мост *48*
7.6. Засук у стојећем ставу *50*
7.7. Гравитациона инверзија *50*
7.8. Свећа и плуг *52*

8. ФУНКЦИОНАЛНИ АСПЕКТИ ПОКРЕТЉИВОСТИ **55**

8.1. Трчање *56*
8.2. Пливање *58*
8.3. Бацања *58*
8.4. Рвање *60*
8.5. Дизање тегова *60*

9. ЗАКЉУЧАК **62**

10. ЛИТЕРАТУРА **63**

1. УВОД

Одавно је познато да у одређеним високо специјализованим телесним активностима постоји потреба за већом покретљивошћу у одређеним зглобовима или групи зглобова.

Покретљивост постоји као целина или континуум. На једном крају налази се имобилизација, а на другом дислокација зглобова. Између ова два екстрема налазе се оптимални нивои покретљивости за сваког спортисту.

За максимално искоришћење предности тренинга покретљивости потребно је разумети и знати шта је могуће, а шта не остварити његовом правилном применом. Тренинг представља вишестран процес сврсисходне употребе агрегатних фактора (средстава, метода и услова) ради утицаја на развој спортисте и обезбеђивања неопходног нивоа припремљености.[1] Програм тренинга покретљивости представља планиран, намеран и регуларан програм чија примена може стално и постепено да доведе до повећања употребљивог обима покрета у зглобу или групи зглобова током одређеног периода времена (Aten & Knight 1978, Corbin & Noble 1980 према Alter 1996).

Разумевањем и применом биолошких и биохемијских начела исход примене сваког плана и програма развоја покретљивости може се учинити предвидљивим и мање опасним. При оцењивању покретљивости и стварању плана и програма тренинга развоја покретљивости морају се узети у обзир предности које доноси повећање покретљивости, али такође и могућност повређивања и нарушавања функција и перформанси уколико тренинг бива спроведен у неоптималним условима. Пожељно је да се искористи свака прилика да се развије оптимална покретљивост.

[1] Matveyev (1981) стр.22 према Alter (1996) стр.3

2. ТЕОРИЈСКИ АСПЕКТИ О ФЕНОМЕНУ ПОКРЕТЉИВОСТИ У СПОРТУ

Дефиниције покретљивости

Пре започињања расправе о теми покретљивости потребно је разјаснити однос између покретљивости, лабавости и хипермобилности. Покретљивост, хипермобилност и лабавост не представљају синониме (Alter 1996). Покретљивост се односи на способност ткива да се њиховим издужењем омогући нормалан или физиолошки покрет у зглобу. Лабавост се односи на стабилност зглобова (Saal 1987 према Alter 1996). Хипермобилност се односи на обим покрета у зглобу који је значајно већи од нормалног у већини зглобова.

Реч покретљивост може имати различито значење у различитим научним дисциплинама. У области спорта, физичког васпитања и спортске медицине најосновнија дефиниција би гласила: Покретљивост је амплитуда покрета могућа у зглобу или групи зглобова (Corbin et al. 1978, de Vries 1986, Hebbelinck 1988, Hubley-Kozey 1991 према Alter 1996). Голдвајт (Goldthwait 1941 према Alter 1996) под покретљивошћу сматра слободу покрета. Хејворд (Heyward 1984 према Alter 1996) покретљивост види као способност зглоба да се течно креће кроз сву своју амплитуду покрета. Гали и Форстер (Galley & Forster 1987 према Alter 1996) дефинишу покретљивост као способност особе да врши сврсисходне покрете делова тела у широком опсегу при жељеним брзинама. Покретљивост је способност мишића да се опусти и попусти под силом истезања (Colby 1990 према Alter 1996).

Покретљивост је способност да се изведе покрет што веће амплитуде, а мерило покретљивости је максимална амплитуда покрета у једном или више зглобова (Стојиљковић 2005). За покретљивост се често може наћи у литератури и израз гипкост. У теорији спортског тренинга гипкост се дефинише као способност индивидуе за извођење покрета великих амплитуда у зависности од карактера моторичке активности (Жељасков 2004). Гипкост је квалитативно својство људске моторике.[2] Под појмом гипкост подразумева се способност вршења покрета велике амплитуде (V.M.Zaciorski 1969 према Кукољ 2006). Мерило гипкости је максимална амплитуда покрета која може бити остварена променом односа сегмента тела у једном зглобу или више зглобова. Кукољ (2006) као синониме за гипкост наводи покретљивост, флексибилност и витост. Појмови покретљивост и флексибилност, као одређене амплитуде, могу бити остварене и у случајевима одсуства активне улоге мишићног система, који могу настати због прекида веза између мишића и ЦНС.[3] Покретљивост и флексибилност могу бити остварени и у денервисаним мишићно-зглобним системима, али под дејством спољне силе.[3]

Стефановић и Јаковљевић (2004) сматрају да појмовно терминолошки аспекти везани за покретљивост нису још увек јасно дефинисани. Како у уџбеницима из анатомије, кинезитерапије (Стевановић 1975, Радисављевић 1992) и др. пише да се покрети врше у покретљивим зглобовима (а не гипким) и да се покретљивост мери степенима (а не центиметрима), те треба користити појам покретљивост.[4] Покретљивост је способност да се изведе одређени обим покрета у зглобу.

[2] Жељасков (2004) стр.217
[3] Кукољ (2006) стр.157
[4] Стефановић и Јаковљевић (2004) стр.136

Покретљивост се може измерити на три начина. Јединице у којима се покретљивост може измерити су степени, центиметри и индекси. Најбољи и најпрецизнији начин је помоћу гониометрије у степенима. Индекси представљају однос линеарних величина (cm) и дужине делова тела.

Покретљивост не постоји као општа особина већ је везана за одређени зглоб и покрет у зглобу (S. Bryant 1984, Corbin & Noble 1980, Harris 1969, Holland 1968, Merni et al. 1981, Munroe & Romance 1975, Sigerseth 1971 према Alter 1996). То значи да одговарајућа покретљивост у рамену не значи постојање одговарајуће покретљивости у зглобу кука. Такође, одговарајућа покретљивост у једном рамену не значи постојање одговарајуће покретљивости у другом зглобу рамена. Укратко мерење покретљивости у једном зглобу не може се узети као валидно предвиђање покретљивости у другим зглобовима (Holland 1968 према Alter 1996). Ове разлике настају као последица активности, генетских варијација и механичких напора којима је било изложено везивно ткиво особа (Holland & Davis 1975 према Alter 1996).

Историја

Од давнина унапређење покретљивости човек је користио у сврху постизања различитих циљева. Употреба покретљивости може се видети на цртежима и гравурама широм света кроз целокупну повјест човека. Са једне стране покретљивост се користила у сврху унапређења здравља, а са друге стране на изазивање тешких повреда и мучења до смрти.

Еган (Egan 1984 према Alter 1996) сматра да је порекло тренинга покретљивости непознато. Сматра се, међутим, да су се у античкој грчкој примењивале неке врсте тренинга покретљивости које су омогућавале старим грцимада са лакоћом плешу, изводе акробатику и рвају се. Тренинг покретљивости морао је бити део грчке гимнастике: медицинске (профилактичке; спречавање појаве болести и унапређење здравља), терапеутске (лечење стања и болести), војне (развој војних вештина) и атлетске (Alter 1996).

Асане или ставови истезања, као део јога вежбања, представљају део источњачке хиндуистичке традиције већ хиљадама година. Патањали (Patanjali) у свом делу Yoga Sutras дефинише асане као чврсте и опуштене ставове (Woods 1914 према Alter 1996). Истезање се традиционално користило као део тренинга са циљем развоја одбрамбених и нападачких способности у различитим борилачких вештинама.

Значај покретљивости

Унапређење покретљивости има своје предности. Квалитет и квантитет тих предности је одређен са циљем ради којег се побољшава покретљивост и средствима, односно методама и техникама, које користимо ради постизања жељеног циља. Стојиљковић (2005) сматра да међу корисне ефекте истезања спадају: релаксација, извођење слободнијих и лакших покрета, припрема за интензивну активност, превенција повреда, побољшање циркулације, осећање пријатности и свест о сопственим покретима. Повећање покретљивости у одговарајућим зглобовима, до оптимума, представља предуслов за квалитативно и квантитативно извођење покрета, већу брзину кретања и успешније извођење кретне активности (Стефановић и Јаковљевић 2004). Изузетно велика покретљивост, нарочито кичменог стуба и кукова, може бити опасна по здравље (Sanader 2000 према Стојиљковић 2005). Стефановић и Јаковљевић (2004) сматрају да недовољна покретљивост у зглобовима доводи до отежаног учења одређених способности кретања (Harre 1973), лакшег и чешћег повређивања

(Beaulieu 1981, Brukner et al. 1991), ограничења амплитуде покрета и умањеног квалитета извођења (Harre 1973, Prentice 1983). Алтер (Alter 1996) за предности сматра уједињење тела и духа, отклањање стреса и напетости, релаксацију мишића, самодисциплину, здравље држање и симетрију тела, умањење бола у леђима, отклањање грчева у мишићима, спречавање повреда и уживање и задовољство.

Јога је најпознатија дисциплина која тврди да тражи савршенство и хармонију духа и тела. Вежбачи јоге без сумње ревносно раде на контроли тела и ума путем воље (Ramacharaka 1960 према Alter 1996). Према античком тексту Yoga Sutras јога вежбање садржи осам нивоа. То су апстиненција, обзервације, ставови, контрола дисања, повлачење чула, усредсређеност, медитација и супер свесност или уједињујућа усредсређеност. Асане (ставови) нису саме по себи циљ већ средство у омогућивању контроле дисања. Ставова има онолико колико има живих врста у универзуму (Vasu 1993 према Alter 1996). Вежбање асана ради унапређења чула или контроле дисања доноси посредну погодност у облику унапређења покретљивости (Alter 1996).

Стрес је уопштена реакција тела на стимулус (Christiansen & Baum 1991 према Alter 1996). Сваки стимулус који организам види као претњу назива се стресор. Они могу бити физички, физиолошки или психосоцијални. Реаговање на стрес према Мос (Moos 1974) може бити когнитивно, бихевиористичко и избегавајуће. У избегавајуће стратегије спада и вежбање. Телесно вежбање умањује стрес (de Vries 1975, 1981, Levarlet-Joye 1979, Morgan & Horstman 1976, Sime 1977 према Alter 1996). На основу овога може се рећи да емпиријски докази указују да лични тренинг покретљивости може бити подједнако успешан (Alter 1996).

Релаксација је престанак мишићне напетости. Када је мишић делимично контрахован јавља се абнормално стање познато као контрактура. Контрактура и хронична напетост чине мишић слабијим и смањују му могућност да апсорбује шокове и стресове настале различитим покретима (Alter 1996). Лек за овакво стање је примена вежби истезања, а потврду за то су дали Де Врис(De Vries & Adams 1972)
објашњавајући да је вежбање ефикасније у смањењу мишићне напетости него лекови.

Алтер (Alter 1996) сматра да како ум контролише тело, ако је тело дисциплиновано онда и ум мора бити дисциплинован. Управо у овоме се налази важност асана у јога вежбању. Овај концепт је примењив на сваку особу, а уколико један вид живота може бити дисциплинован онда тренинг покретљивости пружа одличну прилику за развој самодисциплине. Поред овога Алтер (Alter 1996) сматра да овакав програм омогућава да схватимо сопствени развој и испитамо сами себе физиолошки слушајући сопствено тело.

Унапређење покретљивости кроз тренинг може поправити здравље и изглед. Однос између покретљивости и држања тела је теоретски и клинички. Крафорд и Џул (Crawford & Jull 1993 према Alter 1996) су нашли да је повећана кифоза код старијих људи узрокована смањеним опсегом кроз који може бити подигнута рука. Нобл (Noble 1980) и (Holland & Davis 1975 према Alter 1996) сматрају да неуравнотежен мишићни развој и мањак покретљивости доприносе неправилном држању тела.

Бол у леђима је један од највећих проблема код старијих особа. Какав је однос између покретљивости и овога бола? Фарфан (Farfan 1978 према Alter 1996) сматра да покретљивост лумбалног дела кичме доводи до механичке предности за функционисање и ефикасност. Претпоставка је да одговарајућа покретљивост или истезање може допринети смањењу ризика или бола у лумбалном делу кичме (Cailliet 1988, Deyo et al.1990, Khali et al. 1992, Locke 1983, Rasch & Burke 1989, Russell & Highland 1990 према Alter 1996). Приликом прегледа стручне литературе Бати (Battie et al. 1987 према Alter 1996) нашли су мало доказа који подржавају употребу вежби за одржавање или повећање амплитуде покрета кичме као заштитне мере. Бати (Battie et al. 1990 према Alter 1996) такође наводе да мањак такве асоцијације не значи да програм који проузрокује такве промене неће имати никакав утицај. Аргументи против програма покретљивости се заснивају на мишљењу да други чиниоци могу утицати на повреду или превенцију повреде. Мишљење о неанатомским или нефизиолошким ограничењима амплитуде покрета истакли су Марас и Вонгсам (Marras & Wongsam 1986), Перси, Портек и Шепард (Pearcy, Portek & Shepard 1985), Сено (Seno 1968) и Стоукс (Stokes et al. 1981 према Alter 1996). Марас и Вонгсам (Marras & Wongsam 1986 према Alter 1996) такође истичу улогу брзине трупа у боловима лумбалног дела кичме. Бати (Battie et al. 1987 према Alter 1996) сматрају да је потребно лонгитудинално истраживање преморбидне кичмене покретљивости да би се дефинисао однос између кичмене покретљивости и проблема са кичмом.

Болне невољне контракције скелетних мишића се уопштено називају грчеви (McGee 1990 према Alter 1996). Грчеви престају када се мишић пасивно истегне (Bertolasi et al. 1993, Davidson 1984, Graham 1965, Weiner & Weiner 1980 према Alter 1996) или помоћу активне контракције антагониста (Fowler 1973 према Alter 1996). Како је нађено да актуелне грчеве истезање поништава Даниел (Daniell 1979 према Alter 1996), Матвињенко и Карашева (Matvienko & Karasheva 1990 према Alter 1996) и Зонтаг и Ванер (Sontag & Wanner 1988 према Alter 1996) претпостављају да вежбе истезања могу спречити појаву грчева. Један од узрока грчева може бити дисменореа (сувише болна менструација). Дисменореа може бити спречена или знатно умањена редовним истезањем карличне регије (Billig & Lowendahl 1949, Golub 1987, Golub, Menduke & Lang 1968 према Alter 1996). Претпоставка је да се истезањем фасције и лигамената отклања компресиона иритација нерава, а тиме спречава поновно јављање симптома (Billig 1943, 1951 према Alter 1996).

Са вежбањем се јављају две врсте бола. Бол за време и бол непосредно након вежбања. Де Врис (de Vries 1961, 1966 према Alter 1996) помоћу ЕМГ није нашао смањење бола након истезања. То је објашњено теоријом да су болови у мишићима повезани са повећаним мишићним акционим потенцијалом. Изгледа да се бол може предупредити уколико истезање смањује мишићни акциони потенцијал. Тајпен (Thigpen et al. 1985 према Alter 1996) су нашли да статичко истезање доводи до статистички значајног смањења надражљивости алфа мотонеурона. Баркер и Швејни (Buroker & Schwane 1989 према Alter 1996) нису нашли да је дошло до смањења бола након истезања коме су претходиле ексцентричне контракције. До сличних налаза дошли су (McGlynn, Laughlin & Rowe 1979 према Alter 1996), а Роденберг (Rodenberg 1994 према Alter 1996) је нашао неко смањење са неконсистентним резултатима.

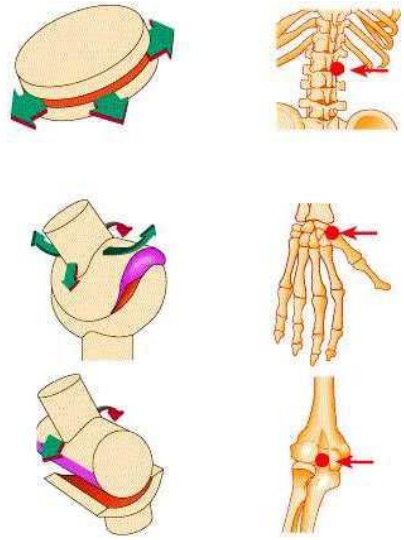
Повећање покретљивости може да смањи број случајева, интензитет и дужину повреда мишића, тетива и зглобова (Arnheim 1971, Aten & Knight 1978, Bryant 1984, Corbin & Noble 1980, Garrett et al. 1989, Hilyer et al. 1990 према Alter 1996). Алтер (Alter 1996) сматра да изгледа постоји оптимални обим покретљивости који ће спречити повреде када су мишићи и зглобови случајно подвргнути сувишном истезању. Кози и Стениш (Kozey & Stanish 1990 према Alter 1996) истичу да је екстремна амплитуда покрета неопходна гимнастичарима без оштећења околних ткива. Тренутно не постоји довољно података да се одреди одговарајућа амплитуда покрета за различите спортске активности. Хобли-Кози и Стениш (Hubley-Kozey & Stanish 1990 према Alter 1996) закључују да већина спортиста нема потребу и стога не би требало да покушавају да достигну максималне или екстремне амплитуде покрета. Корбин и Нобли (Corbin & Noble 1980 према Alter 1996) наводе да сумирајући истраживања клинички подаци подржавају потребу за тренингом покретљивошћу као превенцијом од повређивања мишићног и везивног ткива.

Истезање је освежавајуће и утиче да се осећамо добро. Учествовање у програму покретљивости подстиче задовољство и лично испуњење, релаксацију и обнављање енергије (Alter 1996).

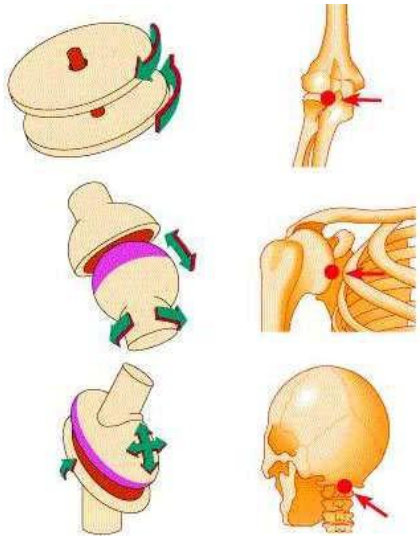
3.ФАКТОРИ ПОКРЕТЉИВОСТИ

Кости и згобови

Амплитуда покрета у зглобу ограничена је костима и структуром зглоба. Место спајања две или више костију назива се артикулација (зглоб). Зглобови могу бити класификовани према обиму покрета који омогућавају и према њиховој структурној композицији. Према обиму покрета зглобови се деле на непокретне, делимично покретне и слободно покретне зглобове. Према структурној композицији зглобови могу бити лоптасти, елипсоидни, зглобови шарке, обртни зглобови, клизећи и седласти (Слика 1. и Слика 2.).



Слика 1. клизећи, седласти и шарке



Слика 2. обртни, лоптасти и елипсоидни

Лоптасти зглобови омогућавају најслободније покрете и највеће амплитуде. Покрети се изводе у све три равни (зглоб кука или зглоб рамена). Елипсоидни зглобови имају овалну зглобну површину и омогућавају покрете у две равни (зглоб шаке између радијуса и карпалне кости). Зглобови у облику шарке на вратима омогућавају покрет у једној равни (лакат или колено). Обртни зглобови омогућавају ротационо кретање око једне од оса (зглоб између првог и другог пршљења, улна и радијус). Клизећи омогућавају само покрете клизања. Дозвољавају кретање у два смера (интеркарпални зглобови). Седласти зглобови имају површине конкавне у једном смеру, а конвексне у перпендикуларном смеру (карпометакарпални зглоб у основи палца).

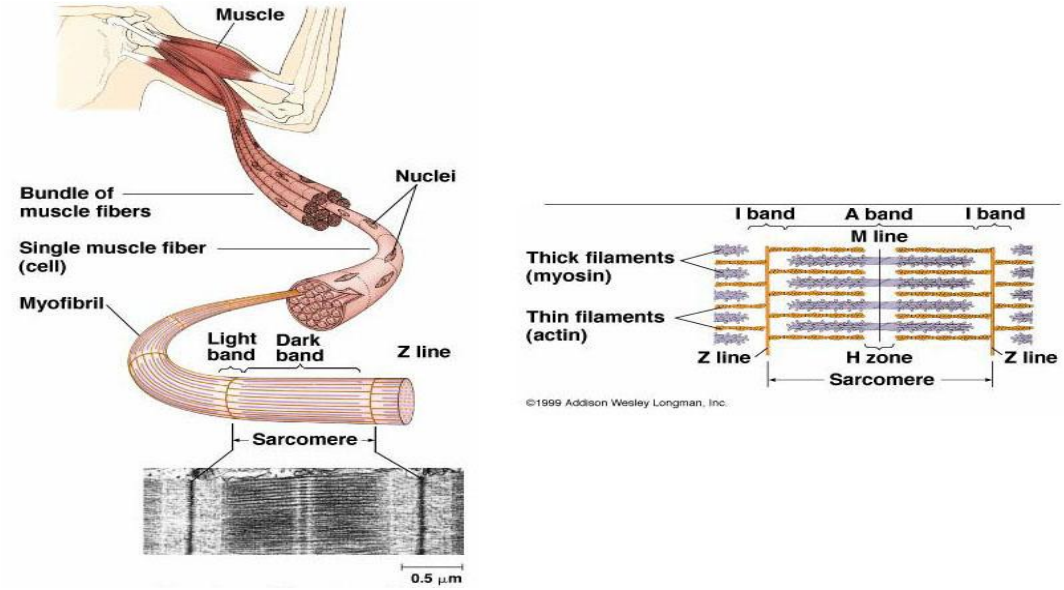
Постоји шест врста вољних покрета. То су флексија (прегибање), екстензија (опружање), абдукција (одвођење), адукција (привођење), ротација и циркумдукција. Циркумдукција је покрет који омогућава да крај сегмента опише кружницу (Alter 1996). Циркумдукција често представља комбинацију прегибања, одвођења, опружања и привођења. Поред ових постоје и посебне врсте покрета (Alter 1996). У њих спадају покрети као што су супинација, пронација, инверзија, еверзија, дорзална и плантарна флексија.

Раст костију у дужину прати и раст меког ткива. За време периода брзог раста костију (пубертет) долази до губитка покретљивости. Смањена покретљивост настаје услед неуједначеног раста костију и мишића (Kendall & Kendall 1948, Leard 1984, Micheli 1983, Sutro 1947 према Alter 1996). Да би се одржала покретљивост и спречиле повреде Лирд (Leard 1984 према Alter 1996) препоручује вежбе истезања. Сутро (Sutro 1947 према Alter 1996) сматра да постоји могућност да раст везивног ткива премашује раст костију што може проузроковати хипермобилност.

Положај у коме су зглобне површине у максималном контакту док су фиброзна капсула и лигаменти максимално напети, а покрет није могућ назива се крајњи положај (Williams et al. 1989 према Alter 1996).

Неурофизиологија истезања

Истезање мишића почиње са саркомером. Како се саркомера издужује, подручје препокривања актинских и миозинских нити се смањује што доводи до елонгације мишића. Кад су мишићна влакна истегнута до максималне дужине везивно ткиво је то које преузима даљње издужење мишића. Аналогно контракцији и код истезанја нека мишићна влакна се истежу, док нека остају неистегнута. Дужина мишића при истезању зависи од броја истегнутих мишићних влакана, што је већи број истегнутих мишићних влакана, то је већа и дужина мишића.

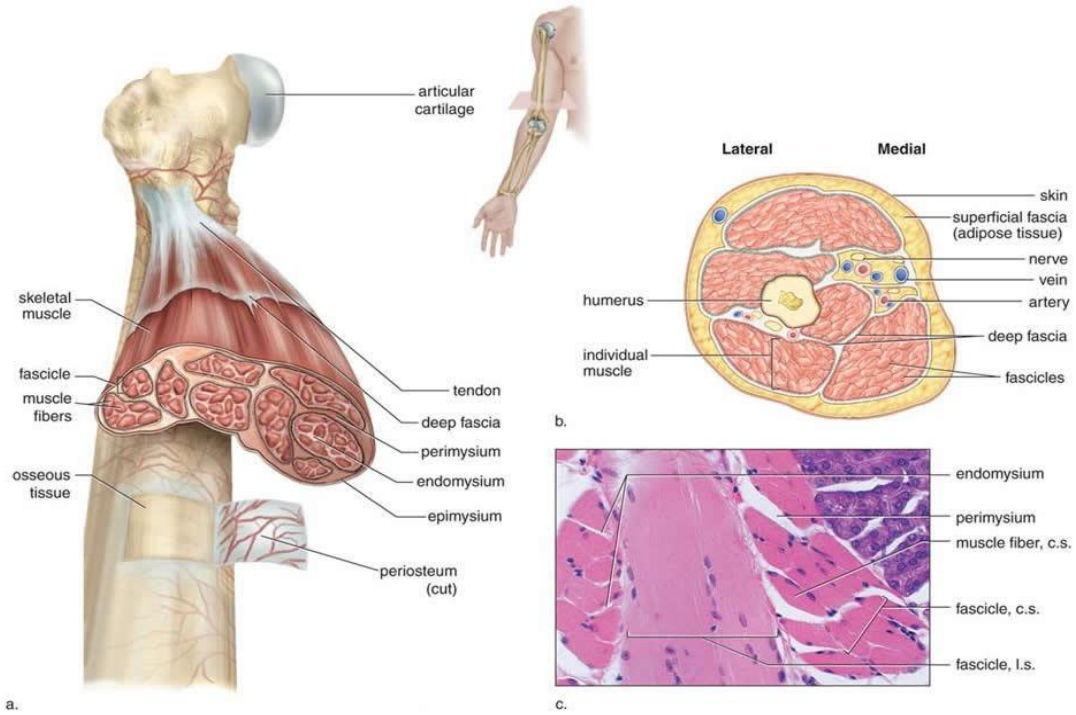


Слика 3.

Мишићна композиција

Постоје мишићи различитих величина и облика, користе се за много различитих функција у човеком телу. Већина великих мишића као што су мишићи предње и задње ложе бута контролишу покрет, док други мишићи као што је нпр.срце, или мишићи унутрашњег уха користе за друге функције. Под микроскопом сви мишићи деле исту основну структуру. На највишем нивоу, цео мишић састоји се од много влакана, ткива које се назива fascicles. Ова мишићна влакна видимо када сечемо црвено месо, свака fascicle је састављена од fasciculi која је уствари сноп мишићног влакна. Мишићно влакно у основи је састављено од десетине хиљада влакана налик myofybril-ама, које могу да се контрахују, опуштају и издужују. Миофибриле се у основи састоје од више од милион повезаних влакана од краја до краја који се називају sarcomeres. Свака саркомера се састоји од још тањих подструктура постављених паралелно у уздужној оси миофибриле и називају се миофиламенти. Миофиламенти се састоје од два протеина актина и миозина, поред ових нађено је још шест других протеина који играју важну улогу у структури и интеракцији миофиламената током контракције.[5]

[5] Николић (2003.) стр.343



Слика 4.

Миофиламенти су састављени од протеина који постоје као ред аминокиселина (Николић 2003) и стварају се унутар мишићне ћелије. У саркомери постоји пет зона. Поред Z линије налази се I пруга (светла, изотропна). У њој се налазе актин, титин и I мостови. Тамна пруга саркомере се назива А пруга (анизотропна пруга). Њена дужина одговара дужини дебљих филамената (миозина). У средини А пруге налази се Н зона у којој нема актина (Hensen 1868 према Alter 1996). У центру Н зоне налази се М линија. Ова густа структура се налази у средини саркомере и кореспондира са неколико М мостова.

Танки филамент се назива актин. Актин је у облику двоструке спирале и састоји се од глобуларних подјединица које су увијене једна око друге као две ниске перли (Николић 2003). Овај шематски распоред је полу насумичан (Egelman, Francis & Derosier 1982 према Alter 1996). Поред актина танки филамент још чине небулин, тропонин и тропомиозин, а њихова улога је у регулацији спајања филамената (Pollack 1990; Alter 1996).

Миозин највише личи на штап за голф и се састоји од две главе и репа. Миозин поседује попречне мостиће који представљају место споја актина и миозина. Глава миозина се састоји од тешког меромиозина и два лака ланца (нису од лаког меромиозина) која са тешким ланцима контролишу АТП-азну активност миозина (Николић 2003). Глава је место молекуларног спајања (Chowrashi, Pemrick & Pepe 1989 према Alter 1996). Глава је спојена са репом преко врата. Реп се састоји од лаког меромиозина (Николић 2003).

Миозин заузима средишње место у саркомери, између две Z линије. Овај положај се не мења и приликом истезања саркомере. Одговор на питање шта одржава средишњи положај миозина је везивни филамент (Alter 1996). Један од разлога за његово занемаривање је недостатак јасне представе о компатибилности трећег филамента са клизном теоријом мишићне контракције (Maruyama 1986 према Alter 1996). Биохемијским анализама Вонг (Wang 1985 према Alter 1996) је утврдио да се везивни филамент састоји од два протеина: титина и небулина.

Титин је до данас највећи идентификовани протеин са молекулском масом од 2.5 до 3.0 далтона (Maruyama et al. 1984, Kurzban & Wang 1988 према Alter 1996) и чини 10% миофибрилне масе (Trinick, Knight & Whiting 1984, Wang, Ramirez-Mitchell & Palter 1984 према Alter 1996). Истраживања Фурст и сар. (Furst et al. 1988) и Итох и сар. (Itoh et al. 1988 према Alter 1996) нашла су да се титин пружа од Z линије до M линије. Ова истраживања су потврдила да је титински део A пруге чврсто везан за дебљи филамент. Ово значи да се део титина у A прузи приликом истезања саркомере понаша круто, а део титина који је повезан са Z линијом понаша се еластично. Управо ова еластичност титина је од највеће важности за разумевање природе покретљивости (Alter 1996).

Теоретски неколико чинилаца чине титин еластичним. Титин је богат аминокиселином пролин која ломи алфа-хеликалне ланце који утичу на крутост полипептида (Pollack 1990). За последицу титин не поседује ове ланце већ се састоји од насумичних навоја (Trinick, Knight & Whiting 1984 према Alter 1996). Треће, један пептидни молекул од 3 милиона далтона може имати дужину од 7μm што представља дужину саркомере при екстремном истезању (дужина при мировању је 2.4μm). На основу ових података Maruyama (1986 према Alter 1996) сматра да је титин компактно спакован унутар саркомере. Приликом истезања мишића део титина од краја миозина до Z линије даје највећи допринос повећаној дужини саркомере (Trombitas et al. 1993 према Alter 1996). Након достизања крајње границе истезања овога дела титина регрутују се додатни делови титина који су спаковани или на неки начин спојени са миозинским филаментом чиме се објашњава додатно повећање дужине саркомере (Wang et al. 1991 према Alter 1996).

Везивно ткиво

Везивно ткиво садржи различите ћелије са специјализованим функцијама. Те ћелије могу имати одбрамбену, заштитну, складишну, преносну, спојну, везну и функцију опште подршке и поправке. За покретљивост најзначајније су ћелије које имају функцију спајања и подршке (Alter 1996).

Најприсутнији протеин у телу сисара је колаген. Сматра се да је колаген главни структурни део живог ткива. Колаген је протеин који се састоји од три ланца аминокиселина у троструко спирали (Николић 2003). Две важне физичке особине влакана колагена су њихова велика сила растезања и релативна неистегљивост. Влакна колагена су безбојна или бела и поседују изузетно малу способност издужења. Њихова велика отпорност на стресове растезања чини их главним саставом структура као што су лигаменти и тетиве (Alter 1996).

Постоји велики број врста колагена, при чему тренутно постоји најмање пет класа са својим подкласама (Jungueira, Carneiro и Long 1989 према Alter 1996). Колаген тип I је најчешћи и важан је за амплитуду покрета. Налази се у кожи, костима, лигаментима и тетивама (Alter 1996). Структурна организација колагена је аналогна мишићној организацији. Класификациони систем није опште прихваћен због неконстантне примене одговарајуће терминологије (Kostelic, Galeski & Baer 1978, Strocchi et al. 1985 према Alter 1996). Свако влакно колагена има пругасту стрктуру. Колаген у тетиви састоји се од уређених таласастих снопова. Снопови се састоје од скупа фибрила, а фибрили се састоје од субфибрила. Сваки субфибрил се састоји од миофибрила (филамента) (Alter 1996).

Најмање познат део везивног ткива је миофибрил колагена (Inoue & Leblond 1986 према Alter 1996). Миофибрили се састоје од тубуле и површинске пруге. Тубула је петоугаона док површинска пруга својом тракастом структуром обавија тубулу. Пруга на својим бочним крајевима има густе шине и шиљке у одређеним интервалима (Inoue & Leblond 1986 према Alter 1996). Додатно истраживање је неопходно спровести како би се утврдила да ли оваква структура везивног ткива мишева одговара структури код људи и какав је њен однос према амплитуди покрета.

Миофибрили колагена састоје се од правилно распоређених и делимично преклапајућих молекула колагена. Они су аналогни саркомери у ћелијама мишића (Prockop & Guzman 1977 према Alter 1996). Молекули колагена су изузетно мали. Молекули колагена представљају три полипептидна ланца који стварају опругу у виду јединствене круте спиралне структуре. Од три ланца аминокиселина два су иста (алфа1 ланци, α_1), а трећи је особен у распореду аминокиселина (алфа2 ланац, α_2). Сматра се да су ланци спојени хидрогенским везама које формирају попречне везе (Prockop & Guzman 1977 према Alter 1996).

Везивно ткиво поседује таласасто гибање влакна колагена. Овај феномен познат је као коврџа или спирала (Portenfield & De Rosa 1991 према Alter 1996). Овакав начин организације колагена је главни чинилац вискозно-еластичног одговора везивног ткива. Колаген се састоји од спиралних фибрила и сваки се може сматрати механичком опругом, а свако влакно скупом опруга. Када се влакно повуче спирала се исправља и дужина влакна се повећава. Енергија која се користи приликом истезања складишти се у самом влакну и управо она је одговорна за враћање влакна у првобитну конфигурацију (Ozkaya & Nordin 1991 према Alter 1996).

Главни чинилац који даје силу растезања структури колагена јесте присуство интрамолекуларних попречних веза између α_1 и α_2 ланаца и између субфибрила и филамената колагена. Ове попречне везе имају улогу вара између молекула. Већи број попречних веза на одређеној дужини значи већа еластичност. (R.M.Alexader 1975, 1988 према Alter 1996). Истраживања претпостављају да број попречних веза зависи од укупног промета колагена. Колаген се непрестано истовремено ствара и разграђује. Уколико стварање превазиђе разградњу ствара се више попречних веза и структура ће бити отпорнија на истезање (Alter 1996). Одређена истраживања наводе да вежбање или имобилизација може смањити број попречних веза и повећати укупан промет колагена (W.M.Bryant 1977, Shephard 1982 према Alter 1996).

Колаген поседује сложену спиралну структуру. Три аминокиселине се посебно истичу у његовој структури. То су глицин (glycine) који чини 1/3, пролин и хидроксипролин при чему обе чине по ¼ структуре (Prockop & Guzman 1977 према Alter 1996). Управо присуство пролина и хидроксипролина утиче на распоред колагена у виду канапа и његову отпорност на истезање. Веће присуство ових киселина резултира већом отпорношћу на истезање (Grant, Prockop & Darwin 1972, Gross 1961 према Alter 1996).

Велики утицај на механичко понашање колагена има присуство темељних супстанци. Ове супстанце се налазе широм везивног и помоћног ткива и одговорне су за стварање нефиброзног елемента матрице. Овај вискозни геласти елемент састоји се од гликосаминогликана (glycosaminoglycans), протеина плазме, врсте мањих протеина и воде (Meyers, Armstrong & Mow 1984 према Alter 1996).

Вода чини између 60% и 70% укупног везивног ткива, а ГАГ поседује способност огромног задржавања воде. (Viidik, Danielsen & Oxlund 1982 према Alter 1996) наглашавају значај хијалуронског молекула чија хидродинамичка запремина може заузимати 1000 пута већи простор него ланац у нехидрираном стању. Хијалуронска киселина и вода која она може задржати су главни подмазивачи (мазиво) фиброзног везивног ткива. Мазиво одржава размак између влакана и фибрила колагена омогућавајући слободно клизање и могуће стварање додатних попречних веза (Meyers, Armstrong & Mow 1984 према Alter 1996).

Приликом деформација чврстих кристалних материја јавља се феномен под називом пиезоелектрични ефекат (Athenstaedt 1970, Shamos & Lavine 1967 према Alter 1996). Слично се дешава у биолошким ткивима. Молекули тропоколагена који чине фибриле су диполарни штапови са сталним електричним моментом у правцу дужинске осе (Athenstaedt 1976 према Alter 1996). Приликом компресије везивног ткива долази до механичко-електричне трансдукције што резултује у електричном потенцијалу (Grodzinsky 1983 према Alter 1996). Значај овога механизма је у његовој могућој улози у расту и ремодулирању везивног ткива и зарастању фрактура костију. У биолошким ткивима овај ефекат је познат под називом електрокинетика. Деформација биолошки ткива може изазвати градијент хидростатичког притиска, кретање течности и деформацију ћелија у матрици. Механизми који утичу на ове појаве тренутно нису познати (Grodzinsky 1987 према Alter 1996). Може се претпоставити да електрокинетика представља механизам помоћу којег се механичке силе истезања претварају у различите врсте изражавања гена и тиме у синтезу протеина (стварање специфичних изоформи титина и других ткива). Сатклиф и Дејвисон (Sutcliffe & Davidson 1990 према Alter 1996) демонстрирали су да трансдукција механичке силе у изражавању гена еластина у глатким мишићним ћелијама за време истезања може допринети њиховом специфичном прилагођавању. Додатно истраживање је потребно да би се утврдио ефекат силе растезања под различитим условима (балистичким, статичким) на контролне плоче, лигаменте и тетиве и његов однос са феноменом електрокинетике.

Динамичка компресија зглоба у односу на хрскавицу може довести до повећаног хидростатичког притиска, повећаног кретања течности, повећања електрокинетике и измењеног облика ћелије што може стимулисати биосинтезу (A.Hall, Urban и Gehl 1991, Y-J Kim et al. 1994, Sah et al. 1992 према Alter 1996). Супротан ефекат приликом статичке компресије нашли су Грej и сар.(Grey et al. 1988 према Alter 1996), (Schneiderman, Kevet & Maroudas 1986 према Alter 1996) и (J.P.G. Urban & Bayliss 1989 према Alter 1996). Превелико оптерећење може довести до сталног оштећења хрскавице (Sah et al. 1991 према Alter 1996). Могуће је пренети ове налазе на одређене врсте техника истезања или специфичне вежбе истезања и утврдити њихову могућу штетност (Alter 1996). Ова истраживања су примењивала велику амплитуду и двадесетчетворо часовну цикличну компресију, стога је неопходно спровести додатно истраживање које би показало да ли су подаци добијени релевантни приликом истезања које траје од 5 до 60s.

Старење утиче на промене у колагену. Старост утиче на задебљање влакана колагена, већу кристализацију фибрила и повећање у броју интрамолекуларних и интермолекуларних попречних веза, што за резултат има смањење ионако мале истегљивости (Mohan & Radha 1981 према Alter 1996). Старост такође утиче на дехидратацију. Постотак смањења се разликује, али у тетиви при рођењу износи 85% а код одраслих 70% (Elliott 1965 према Alter 1996).

Влакно колагена је релативно неистегљиво. Верзар (Verzar 1963 према Alter 1996) је нашао да су влакна толико неистегљива да тежина 10000 пута већа од њихове неће утицати на истезање. Истраживања показују да влакна могу повећати своју дужину за максимално 10% пре пуцања, док се фибрили колагена могу издужити око 3 % (Ramachandran 1967 према Alter 1996). Сматра се да до оваквог истезања долази кроз исправљање влакана. На крају овај покрет довешће до кристализације која ће учврстити интермолекуларне везе, а тиме и отпор према истезању. Влакна колагена ће се истезати док се не изгуби њихова валовитост, а уколико се истезање настави доћи ће до цепања ткива (Laban 1962, L.Weis & Greep 1983 према Alter 1996).

Еластичо ткиво

Еластично ткиво је главна структурна компонента живог ткива и налази се у различитим количинама широм тела. Велика количина овог ткива налази се у сарколеми мишићног влакна. Велике количине чистог еластичног ткива налазе се у лигаментима кичменог стуба. Последица наведеног је да еластично ткиво у великој мери утиче на амплитуду покрета (Alter 1996). Еластично ткиво има улогу у смањивању стреса који потиче из изолованих тачака, повећању координације ритмичних покрета делова тела, чувању енергије, одбране од преовлађујућих сила и помагању органима да се врате у њихово недеформисано стање након престанка деловања сила (Jenkins & Little 1974 према Alter 1996).

Разлог за постојање малог броја истраживања о еластичним влакнима је њихова велика анатомска, морфолошка, биохемијска и физиолошка сличност са влакнима колагена. Еластична влакна могу бити испреплетена влакнима колагена и превладана од стране њих (Alter 1996). Еластична влакна су скоро изотропна и састоје се од спојене масе фибрила искривљених у облику спирале, али за разлику од влакана колагена немају пругасту структуру. Претпоставка је да се еластична влакна састоје од мреже насумично увијених ланаца који су спојени ковалентним попречним везама. Нековалнтне међуланчане силе сматрају се слабим, а саме везе су широко размакнуте (L.Weis & Greep 1983 према Alter 1996). За разлику од еластичних влакана (ткива) термин еластин се односи на биохемијски карактер еластичних влакана.

Еластин је сложена структура која своју еластичност постиже захваљујући биохемијској композицији и физичком распореду својих молекула. Еластин се састоји од аминокиселина и то превасходно неполарних хидрофобичних аминокиселина. Такође садржи мало хидроксипролина и хидроксилизина. Јединствено за еластин је присуство десмозина и изодесмозина који функционишу као ковалентне попречне везе у и између полипептидних ланаца. Глицин чини 1/3, а пролин 11% еластина (Alter1996).

Са временом еластична влакна подвргнута су променама међу којима су фрагментација, изливање, калцификација и друге минерализације и повећању у броју попречних веза. Биохемијски повећава се број аминокиселина које садрже поларне групе (десмозин и изодесмозин) и удела хондроитин сулфата В и кератосулфата. Све ове промене утичу на смањење еластичности и повећање крутости (Bick 1961, Gosline 1976, Schubert & Hammerman 1968 према Alter 1996).

Еластична влакна лако попуштају под истезањем, али се враћају у своју нормалну дужину по престанку деловања силе. До цепања долази када се влакна истежу до 150% своје оригиналне дужине, а за то је потребна сила од свега 20-30 kg/cm^2 (Bloom & Fawcett 1986 према Alter 1996). Неколико модела настоји да објасни еластичну силу која се везује за еластин. Према двофазном моделу Партриџ (Partridge 1966), а касније и Вајс-Фог и Ендерсон (Weis-Fogh & Anderson 1970) еластин постоји у виду особених честица које су међусобно везане попречним везама, док вода попуњава простор између честица. Приликом истезања глобуле се извлаче и постају елипсастог облика. Овој сили се супроставља површинска напетост. По престанку истезања ова напетост враћа глобуле у првобитни сферични облик. Овај модел оспоравају Хоби и Флорг (Hoeve & Florg 1974 према Alter 1996). Други модел сматра да се еластин састоји од мреже насумично увијених ланаца који су везани ковалентним попречним везама. Попречне везе ограничавају кретање еластичних влакана тако да приликом истезања поједини ланци не могу да клизају један поред другог (Franzblau & Faru 1981 према Alter 1996). Трећи модел који представља Ари (Urry 1984 према Alter 1996) заснива се на ентропијском механизму. Ентропијска еластичност произилази из β-спиралне структуре. Пептидни сегменти који се налазе између β кривина слободни су да стварају покрете велике амплитуде и ниске фреквенције који се називају либрације. Истезање доводи до смањења амплитуде либрација, што доводи до великог смањења ентропије сегмента чиме се повећава еластомерична сила која враћа у стање релаксације (Rosenbloom, Abrams & Mecham 1993 према Alter 1996). Оправданост ових модела или њихову нетачност може утврдити само додатно истраживање.

Однос еластичних влакана и влакана колагена је такав да прва враћају истегнут материјал у првобитни положај, а друга пружају крутоћу која ограничава деформације еластичних елемената. Тамо где је потребна већа крутоћа, стабилност и велика сила истезања преовлађују влакна колагена (Eldren 1968, Gosline 1976 према Alter 1996).

Проприоцептори

Завршеци нервних ћелија које одашиљу све информације о мишићно-коштаном систему према централном нервном систему зову се проприоцептори. Проприоцептори (неки их још зову и механоцептори) су извори свих проприоцепција: перцепција о положају и покретима сопственог тела у простору. Они детектују сваку промену у померању (покрет, положај) тела и промене у напетости или силама унутар тела. Налазе се на свим нервним завршецима зглобова , мишића и тетива. Проприоцептори везани за истезање смештени су у тетивама и мишићним влакнима.

Миотатички рефлекс (рефлекс на истезање)

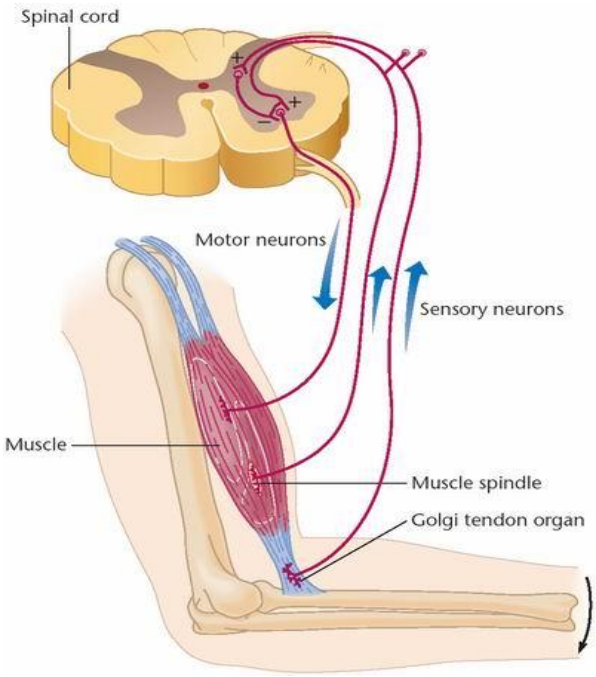
Приликом истезања мишића, мишићно вретено регистује промену дужине мишића и шаље информације до кичмене мождине која их преноси даље до ЦНС-а.То укључује миотатички рефлекс (рефлекс истезања) који, контрахујући мишић, покушава спречити истезање мишића. Што је бржа промена дужине мишића , то је јача рефлексна контракција (на том принципу се базира плиометријски тренинг).

Компоненте рефлекса истезања

Рефлекс истезања има своју статичку и динамичку компоненту. Статичка компонента рефлекса истезања је присутна током читавог истезанја мишића, док динамичка компонента (која може бити врло снажна) траје врло кратко и представља реакцију на почетну изненадну промену дужине мишића.

Инверзни миотатички рефлекс (реакција на истезање)

Приликом скраћивања (контракције мишића) ствара се напетост на прелазу мишића у тетиву, место где је смештен голџијев тетивни орган . Тај проприоцептор региструје промене у напетости и брзину промене напетости тетиве, те шаље сигнал у кичмену мождину. Када напетост пређе одређени праг, укључује се инверзни миотатички рефлекс или реакција на истезање мишића која опуштајући мишић, инхибира мишићну контракцију. Основна функција голџијевог тетивног органа је заштита мишића, тетива и лигамената од повреде. Реакција истезања је могућа зато што су сигнали које шаље голџијев тетивни орган довољнно јак да надјача сигнале мишићног вретена. Други разлог, зашто је потребно задржавати мишић у истегнутој позицији је да би се изазвала реакција на истезање која опушта мишић. Много је лакше истезати мишић који се не покушава скратити (тј. контраховати).



Слика 5.

Реципрочна инхибиција

Приликом извођења одређеног покрета агонистичка група мишића се контрахује, што обично доводи до инхибиције антагониста-опуштања. Та се појава назива реципрочна инхибиција јер су антагонисти током контракције агониста инхибирани. Та појава није увек присутна (нпр. Подизање трупа- „трбушњак“) већ долази до заједничке контракције агониста и антагониста. Као што је наведено, лакше је истезати опуштен мишић од контрахованог мишића. Стога се ефикасније истезање може направити ако се користи појава реципрочне инхибиције. Другим речима, код истезања задње ложе бута (hamstrings), потребно је контраховати предну ложу бута (quadriceps femoris), тј. држати ногу испружену.

Циљ вежби истезања

1. Припрема организма за тренажна или такмичарска оптерећења
2. Смиривања организма након такмичарских и тренажних оптерећења
3. Развој покретљивости: такмичарски (побољшање извођења)
4. Превенција повређивања
5. Рехабилитациони

Ограничавајући фактори покретљивости

(Према Гумерсону) на покретљивост утичу:

Унутрашњи фактори:

1. Врста зглоба (неки зглобови једноставно нису покретљиви)
2. Отпор унутар самог зглоба
3. Коштана структура која ограничава покрет
4. Еластичност мишићног ткива (мишићно ткиво које је због пређашње повреде оштећено и није еластично)
5. Еластичност тетива и лигамената (лигаменти се мало истежу, док тетиве уопште неби смеле бити еластичне)
6. Еластичност коже (кожа има мали степен еластичности)
7. Способност мишића да се контрахује и релаксира и тако допринесе већем опсегу покрета.
8. Температура зглоба и везивног ткива (зглобови и мишићи пружају већу покретљивост код температуре која је за степен или два виша од нормалне).

Спољашњи фактори:

1. Температура места где се тренинг одржава (при вишој температури покретљивост је већа)
2. Доба дана (већина људи је покретљивија после подне него ли пре подне, а највише између 14 и 16 сати)
3. Стадијум процеса опоравка повређеног зглоба или мишића,(након повреде, повређени зглоб или мишић обично имају мањи степен покретљивости).
4. Старосна доб, (преадолесценти су генерално покретљивији од одраслих)
5. Пол, (женски пол је генерално покретљивији од мушког)
6. Способност извођења одређеног покрета (вежбањем се развија покрет до перфекције)
7. Преданост развоју покретљивости (мотивација и уложени рад)
8. Отпор одеће или опреме у којој се вежба.

Претпоставке за развој покретљивости спортиста (према Grosser-u 1981)

ЧИНИОЦИ	ПОВОЉНО-ПОЗИТИВНО	НЕПОВОЉНО-НЕГАТИВНО
СТАРОСНА ДОБ	Деца спортисти (до 14 год.)	Одрасли спортисти
ЕЛАСТИЧНОСТ МИШИЋА,ОПНИ И ЛИГАМЕНАТА	Велика покретљивост и добра међумишићна координација агониста и антагониста	Мала покретљивост и слаба међумишићна координација агониста и антагониста
МИШИЋНА НАПЕТОСТ	Опуштеност мишића	Повећана напетост мишића
ЕМОЦИОНАЛНА-ПСИХИЧКА НАПЕТОСТ	Незнатна	Јака и дуга
АНАТОМСКО-БИОМЕХАНИЧКИ ЧИНИОЦИ	Оптимално активиранје полуга и слободних углова	Некоришћење природних односа полуга и зглобних тела
ВРЕМЕ У ТРЕНАЖНОМ ДАНУ	11-12 до 16 сати	Јутарњи сати
СПОЉНА ТЕМПЕРАТУРА	Преко 18°	Испод 18°
ЗАГРЕВАЊЕ	Потпуно и дуготрајно	Парцијално и пребрзо
УМОР-ИСЦРПЉЕНОСТ	Одмореност локомоторног апарата	Јак умор локомоторног апарата
ТРАЈАЊЕ ТРЕНИНГА	До 1 сат тренинга	Преко 1 сат тренинга

Како мишићна маса и поткожно масно ткиво утичу на покретљивост?

Превелика мишићна маса може лимитирати покретљивост јер недозвољава покретљивост зглоба кроз пун опсег покрета (нпр. Велики hamstrings онемогућава потпуни прегиб подколенице)

Прекомерно масно ткиво представља исти проблем.

Како везивно ткиво утиче на покретљивост ?

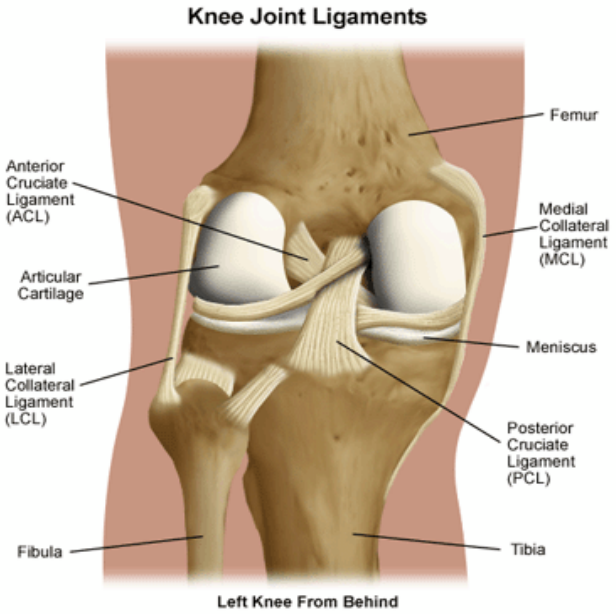
Везивно ткиво чине: Тетиве, лигаменти и фасције. Везивно ткиво потпомаже покретљивост и тонус мишића.

(Према Alter-u 2003) , свака врста ткива која окружује зглоб учествује у његовој чврстини, зглобна чаура и лигаменти су ту најважнији фактори и осигуравају 47% чврстине зглоба, уз мишићну чауру – фасцију (41%), тетиве (10%) и кожу (2%). Исти аутор сматра да би се повећање покретљивости требало усмерити ма мишићну чауру, јер поседује највише еластичног ткива, а такође јер прекомерно истезање лигамената и тетива (из разлога што имају мање еластичног ткива) може ослабити интегритет зглобних тела и тако повећати могућност повреде. Што је везивно ткиво које окружује зглоб еластичније, то је опсег покрета у том зглобу већи.

Структуре сачињене од везивног ткива

Од бројних структура које у саставу имају везивно ткиво за покретљивост су најважније тетиве, лигаменти и фасције. Мишићи су причвршћени за кости помоћу тетива. Главна улога тетива је преношење напетости са мишића на кост чиме се омогућава покрет. Важност тетива се огледа у томе да уколико би оне биле истегљиве фини покрети прстима као код свирања клавира не би били могући (Verzar 1964 према Alter 1996). Тетиве се састоје од дебелих густо спакованих паралелних снопова колагена. Скоро сви фибрили пружају се у правцу дужинске осе што представља правац нормалног физиолошког стреса. Наведено значи да је тетива посебно прилагођења да се одупре покрету у једном правцу. Везивно ткиво које обавија тетиву аналогно је по структури мишићима. Снопове обавија ендотендијум, а фасције тетиве обавија перитендијум. Последњи омотач обавија целу тетиву и назива се епитендинијум. Ови омотачи су сачињени од ретко уплетених влакана колагена. Стрес величине 4 % сматра се изузетно значајним и одговара граници еластичности. Тада таласасте површине тетиве нестају и свако даље истезање доводи до повреде (Crisp 1972 према Alter 1996).

Лигаменти (Слика 6.) представљају везу између костију. Њихова улога је подржавање зглоба држањем костију на своме месту. У њима се налазе различити нервно-сензорни рецептори (Brand 1986, Rowinski 1985 према Alter 1996). Лигаменти се углавном састоје од снопова влакана колагена, с тим да је њихов распоред мање правилан него код тетива. Могу бити у облику гајтана, трака или плоча. Лигаменти поседују већу мешавину еластичних влакана и влакана колагена, што има за последицу њихову савитљивост која пружа слободу покрета и довољну снагу да не попусте одмах под притиском примењених сила. Лигаменти се углавном састоје од колагенастог ткива. Изузетак су ligamentum flavum и ligamentum nuchae који се превасходно састоје од еластичних влакана. Разлика између лигамената и тетива у њиховој вискозноелатичним својствима је присуство ГАГ (гликосаминогликан). (Woo, Gomez & Akeson 1985 према Alter 1996) нашли су само 1-1.5% ГАГ у тетиви и колатералним лигаментима, а у круцијалним лигаментима између 2.5 и 3 % ГАГ. Истраживање од стране Џонс и Рајт (Johns & Wright 1962 према Alter 1996) довело је до податка да тетиве чине само 10% укупног отпора покрету, а лигаменти и зглобна капсула чине 47% укупног отпора. Вежбе истезања не би требало усмеравати ка лигаментима и зглобној капсули нормалне дужине јер њихово истезање може довести до већег изгледа за повреду и дестабилизацију зглоба.



Слика 6.

Фасција је термин у анатомији који означава све фиброзне везивне структуре које нису специфично именоване. Могу бити различите дебљине и густине, а најчешће су у облику опнастих листова (Alter 1996). Фасција се може поделити на три врсте. Површинска се налази одмах испод коже. Састоји се од два слоја. Спољни слој обично садржи акумулиране масне наслаге и назива се panniculus adiposus. Унутрашњи слој је танка опна која обично не садржи масне наслаге. Површинска фасција слободно клиза изнад дубоке фасције. Дубока се налази непосредно испод површинске и обично је издржљивија, затегнутија и компактнија од површинске (Clemente 1985 према Alter 1996). Она прекрива и спаја се са мишићима, костима, нервима, крвним судовима и органима. Субсеруозна фасција обавија телесне шупљине. Од ње се састоји фиброзни слој серуозних опни које обавијају и подржавају висцеру. Пример за њу су плеура око плућа, перикардијум око срца и перитонеум око трбушне шупљине и органа. Дубока фасција која обавија мишиће назива се према месту где се налази. Око целог мишића налази се епимизијум, перимизијум обавија снопове мишићних влакана, а свако мишићно влакно обавијено је ендомизијумом (Borg & Caulfield 1980 према Alter 1996). Сарколема обавија саркомеру. Рови (Rowe 1981 према Alter 1996) сматра да постоје најмање три функције интрамускуларног мишићног ткива. Омогућава оквир за правилан распоред мишићних влакана, крвних судова и нерава. Ствара услове да мишићи активне и пасивне силе које су им наметнуте преносе ефектно и безбедно преко целог ткива. Трећа улога је највероватније улога подмазујућих површина између мишићних влакана и скупова мишићних влакана што омогућава мишићу да промени свој облик.

Везивно ткиво чини око 30% мишићне масе. Џонс и Рајт(Johns & Wright 1962 према Alter 1996) су нашли да је фасција други најважнији чинилац који ограничава амплитуду покрета са 41 % укупног отпора покрету. Гарфин и сар. (Garfin et al. 1981 према Alter 1996) демонстрирали су значај фасцијалног ткива. Малим резом на епимисијуму задњих ногу пса дошло је до 15% мање произведене силе и смањења интракомпартменталног притиска за 50% током мишићне контракције. Фасције поседују капацитет да се прилагоде различитим условима. Могу да се прате од једног дела тела до другог и све се међусобно додирују (Kuchera & Kuchera 1992 према Alter 1996). Абнормална физичка и хемијска стања могу утицати на задебљање, скраћење, калцификацију или ерозију фасције (Mottice et al. 1986 према Alter 1996). Приликом имобилизације елементи везивног ткива капсула, лигамената, тетива, мишића и фасција губе своју растегљивост. Имобилизација утиче на смањење хијалуронске киселине за 30% и смањење воде за 4.4% (Akeson, Amiel & La Violette 1967, Akeson et al. 1977, Akeson, Amiel & Woo 1980 према Alter 1996). Смањење броја ГАГ и смањење запремине воде имаће за последицу смањење растојања између влакана и њихово слепљивање што ће створити абнормалне попречне везе. Све наведено ће утицати на повећање крутости и смањење истегљивости ткива (Akeson, Amiel & Woo 1980, McDonough 1981 према Alter 1996).

Нормалан раст и зарастање ткива дешава се у целом организму. Два чиниоца имају значајну улогу у одговарајућем расту ткива. То су метаболички и нутритивни утицаји. Дефицит у исхрани, ексцеси и неравнотежа утичу на метаболизам и сазревање протеина везивног ткива (Hunt & Winkie 1979 према Alter 1996). Истраживања су доказала да наследне генетичке болести утичу на ензимску активност која утиче на метаболичке путеве синтезе везивног ткива (Bornstein & Byers 1980 према Alter 1996). Неколико ензима утиче на стварање ткива и дефект у неком од корака утицаће на дефект везивног ткива. Ови дефекти могу утицати на еластичност, крутоћу и амплитуду покрета. Механизам путем којег промена у исхрани утиче на метаболизам везивног ткива описали су Тинкер и Ракер (Tinker & Rucker 1985 према Alter1996).

Како старење утиче на покретљивост?

Покретљивост се, са одговарајућим тренингом, може развијати у било којој старосној доби, свакако да се разликује брзина развоја и крајње могућности развоја. Са старењем се продужава време потребно за развој покретљивости. Старење утиче на промене у колагену. Старост утиче на задебљање влакана колагена, већу кристализацију фибрила и повећање у броју интрамолекуларних и интермолекуларних попречних веза, што за резултат има смањење ионако мале истегљивости (Mohan & Radha 1981 према Alter 1996). Старост такође утиче на дехидратацију. Постотак смањења се разликује, али у тетиви при рођењу износи 85% а код одраслих 70% (Elliott 1965 према Alter 1996).

(Према Алтер-у) постоји неколико разлога губљења покретљивости старењем :

1. Повећана количина нагомилавања калцијума и појачана адхезија
2. повишење нивоа фрагментације и дехидратације
3. промене у хемијској структури ткива
4. Губитак покретљивости као резултат замене мишићних влакана са масним, колагеним влакнима.

Дисање и покретљивост

Релаксирајући ритам дисања карактерише успорени, продужени издисај, након којег следи фаза опуштања све док потреба за кисеоником не покрене пасивни удисај. На крају, након удисаја следи кратка фаза задржавања ваздуха. Контролисано дисање поспешује релаксацију, али и ефекте истезања.

Ткиво грудног коша поседује еластично повратно дејство. Елементи одговорни за то су пречник и облик груди, висина тела, мишићна маса, постотак масног ткива, количина абдоминалне течности, интегритет скелетног и мишићног система, плућно ткиво и везивно ткиво (Alter 1996). Повећана мишићна маса горњег дела трупа довешће до веће крутости грудног зида у опуштеном стању. То значи да је већа мишићна сила потребна за експанзију грудног коша (Alter 1996). Лоше држање, падајућа рамена и крути интеркостални и пекторални мишићи отежавају дисање (Alter 1996).

Barry et al. (1987 према Alter 1996) нашли су значајан однос између функције плућа и торакалне мобилности. Грасино (Grassino et al. 1978 према Alter 1996) демонстрирали су да рестрикција одељења грудног зида доводи до повећања компензаторног померања абдомена да би се одржао плимно-осечни волумен. Настављајући се на студију Хусаин и сар.(Hussain et al. 1985 према Alter 1996) нашли су да компензаторни механизми смањују издржљивост у вежбама високог интензитета на примеру бициклизма.

Истезање се додатно спомиње као начин лечења астме и АРДС (Cassidy & Schweip 1989, Warren 1968, Watts 1968 према Alter 1996). Једино истраживање које су спровели Канамару и сар. (Kanamaru et al. 1990 према Alter 1996) са децом оболелом од астме је показало да код неких појединаца повећање покретљивости грудног коша путем гимнастичког истезања, је успело да олакша диспнеичне сензације (напорно дисање). Успостављање узрочне везе између експанзије грудног коша путем истезања са функцијом плућа захтева додатно истраживање (Barry et al. 1987 према Alter 1996).

Претерана покретљивост

Могуће је да мишићи буду претерано истегнути. Према Круз-у, постоји веза између покрељивости и стабилности зглоба. Претерана покретљивост мишића и везивног ткива доводи до смањења стабилности зглоба јер мишићи и везивно ткиво више не одржавају његову крутост. Након што мишић постигне своју максималну дужину, даљње истезање оптерећује лигаменте и тетиве. Лигаменти пуцају повећањем њихове дужине за више од 6%, док тетиве уопште неби смеле бити растегљиве. Чак и ако се лигаменти или тетиве не повреде, лабавост зглоба доводи до нестабилности што увелико доприноси могућности повреде спортисте. Дакле, да се закључити да је и недовољна и претерана покретљивост доприносе повећању могућности повреде код спортисте. Надаље, претерана покретљивост узрокује дисперзију сила при извођењу одређеног покрета, где је силу потребно усмерити ка тачно одерђеној тачки (нпр. Ударац ногом или руком у борилачким спортовима).

Релаксибилност

Релаксибилност се дефинише као способност контроле мишићне активности, на начин да се мишићи непотребни за извођење покрета не укључују у покрет, а да се мишићи који су потребни за извођење покрета оптимално укључују у исти, тј. минимално колико је потребно да се дати покрет изведе успешно.

Релаксација је један од кључних фактора за постизање оптималних перформанси у спорту, из разлога што:

1. Осигурава лакоћу, глаткоћу, и потпуно слободу покрета те самоконтролу
2. Омогућава минималну потрошњу енергије за постизање оптималних резултата, те на тај начин спречава непотребно умарање
3. Смањењем умора, смањује се и могућност повреде (постоји значајна корелација између умора и настанка повреде)
4. Сваки рад на развоју покретљивости треба почети када су мишићи потпуно опуштени јер се смањује напетост контрахованих компоненти мишића што омогућава постизање максималне дужине мишића као и мишићне опне која ограничава покретљивост.

Учинци истезања

Истезање, ако се правилно изводи, поред развоја покретљивости има и бројне друге позитивне утицаје на организам човека и његове функције. Према Алтер-у то су:

1. унапређење физичке припреме
2. унапређење способности учења, усавршавања те извођења различитих вештина
3. повећање физичке и менталне релаксације
4. унапређење самосвести и контроле тела
5. смањује се ризик од повреда зглобова, мишића и тетива
6. умањује се умор мишића након тренинга
7. умањују се болови у мишићима (упале)
8. смањује се мишићна напетост
9. побољшава се крвоток и други регенеративни процеси
10. повећава се покретљивост везивног ткива (стимулација продукције течности која подмазује везивно ткиво)
11. смањује се оштрина болних менструација код жена
12. значајно продужење спортске (играчке) каријере

На жалост, бројне се грешке јављају приликом извођења истезања које онемогућавају постизање учинка истезања:

1. Неадекватно загревање
2. Недовољни одмор између тренинга
3. извођење погрешних вежби
4. извођење вежби погрешним редоследом

Редослед вежби истезања

Током истезања одређене мишићне регије долази до истезања и других мишићних група-синергиста:

1. Зато је потребно прво истезати мишиће који су синергисти у већини вежби истезања
2. На тај начин ћемо боље истегнути оне мишиће које истежемо јер онемогућавамо синергистима да пружају значајнији отпор код истезања
3. Идеална би било потпуна изолација мишића који се истеже, што је углавном неизводљиво.

Да би се задовољио тај принцип независности мишићних група приликом истезања , потребно је држати се одређених правила:

1. Прво истезати леђа(горњи и средњи део)
2. Истезати бочне стране трупа након леђа
3. истезати задњицу пре натколеница затим трбух и препонске регије
4. Истезати листове пре истезања задње ложе бута
5. Истегнути предњу страну потколенице пре истезања квадрицепса
6. Истегнути руке пре истезања груди

Припремање организма за тренажна и такмичарска оптерећења (Бомпа, 2000.):

УВОДНИ ДЕО : Адаптација целог тела тј. Подизање телесне температуре тела-аеробна активност

ПРИПРЕМНИ ДЕО: статичко истезање 30%, динамичко 70%

ЗАВШНИ ДЕО: динамичко истезање 30%, статичко 70%

У једногодишњем циклусу (Бомпа ,2000.)

1. Припремни период – развој
2. Такмичарски период- одржавање
3.Прелазни период- развој

Развој покретљивости у вишегодишњем циклусу (Бомпа, 2000.)

1. Иницијација (6-10година): статичка
2. Обликовање спортисте (11-14 година): Статичка и ПНФ
3. Специјализација (15-18 година): Статичка, ПНФ и балистичка

4. ВРСТЕ ПОКРЕТЉИВОСТИ

Амплитуда покрета у неком зглобу или групи зглобова према улози мишића може бити остварена активним или пасивним путем. Активна покретљивост представља способност постизања што веће амплитуде покрета активношћу мишића који врше покрет у зглобу (Стојиљковић 2005) и реализована под непосредним утицајем актуелних мишића у актуелним зглобовима (Кукољ 2006). Пасивна покретљивост представља амплитуду покрета реализовану под дејством спољашњих сила (Стојиљковић 2005, Кукољ 2006). Активна је увек мања од пасивне, а разлика између њих се назива резерва гипкости (Стојиљковић 2005, Жељасков 2004) или дефицит гипкости (V.M.Zaciorski 1969, M.A.Godik 1988 према Кукољ 2006).

Квантитативне разлике у покретљивости зглобова наводе на садржајну поделу покретљивости на функционалну и резервну (Стефановић и Јаковљевић 2004). Функционална покретљивост је покретљивост са мањим амплитудама покрета који се манифестују у покретима свакодневног живота. Резервна покретљивост је додадак фукционалној и омогућава покрете много већих амплитуда него што су покрети у свакодневном животу и може се побољшати телесним вежбањем. Максимална покретљивост је способност извођења крајње флексије, екстензије, абдукције, адукције или ротације у зглобу.[6] Она се најчешће остварује при тестирању.

Постоје три врсте покретљивости. Статичка се односи на амплитуду покрета у зглобу без нагласка на брзину (Fleishman 1964, Heyward 1984 према Alter 1996). Пример за то је извођење шпаге. Балистичка покретљивост везује се за брзо и ритмично извођење покрета (Alter 1996). Слична балистичкој динамичка покретљивост се односи на коришћење амплитуде покрета у зглобу за вршење телесне активности при нормалним или великим брзинама (Corbin & Noble 1980, Fleishman 1964 према Alter 1996). Динамичка не поништава балистичку, али (Clippinger & Robertson 1988) наводе алтернативни термин. Тај термин је функционална покретљивост. Њихов пример за спору динамичку покретљивост је способност балерине да полако подигне и задржи ногу подигнуту под углом од 60 степени, а за брзу динамичку покретљивост наводе извођење шпаге у лету након скока. Круз (Cruz) покретљивост дели на: динамичку (по њему то је способност за извођење динамичких покрета кроз пуни опсег покрета у одређеном зглобу), статичку-активну (то је способност постизања и задржавања испружене позиције у одређеном зглобу(или више њих) користећи при томе само рад агониста и синергиста, док је антагонистичка група мишића истегнута). статичку-пасивну (способност постизања и задржавања испружене позиције у одређеном зглобу (или више њих) користећи сопствену тежину тела, сопствене екстремитете или одређену справу. Дакле задржавање испружене позиције не осигуравају мишићи као код статички активне покретљивости). Истраживања (Iashvili, 1982) показују да активна покретљивост има већу повезаност са нивоом спортског достигнућа (p = 0,81) од пасивне покретљивости (p = 0,69). Активну покретљивост је теже развити од пасивне из разлога што је пасивна покретљивост предуслов развоја активне покретљивости, значи, само добро развијена пасивна покретљивост води ка добром развоју активне покретљивости. Активна покретљивост захтева и одговарајућу јачину мишићних група које су повезане са извођењем одређеног покрета, како би биле у могућности да задрже постигнуту истегнуту позицију.

[6] Стефановић и Јаковљевић (2004), стр.136

5. МЕТОДИ РАЗВОЈА ПОКРЕТЉИВОСТИ

Одавно је познато да одређене телесне активности захтевају покретљивост већу од нормалне у одређеним зглобовима. У методе које се користе за унапређење покретљивости према Кукољ (2006) спадају: активна, пасивна и комбинована метода. Активна може бити статичка и динамичка, а пасивна се заснива на деловању спољних сила. Комбинована метода подразумева вежбање које се састоји од пасивног растезања и контракција исте мишићне групе, као и комбинација различитих режима рада мишића и различитих (супротних) група мишића. У комбиноване методе спада ПНФ. Стефановић и Јаковљевић (2004) наводе четири методе истезања мишића. У начине истезања мишића сврставају статичко, динамичко, балистичко и ПНФ. Статичко може бити активно и пасивно (Iashvili 1983, Borms et al. 1987, Buroker и Schwane 1989 према Стефановић и Јаковљевић 2004). Динамичко може такође бити активно и пасивно.[7] Балистичко истезање мишића се састоји у брзим наизменичним истезањима и контракцијама истих мишићних група.[8] ПНФ је метод истезања који се заснива на принципу подстицања додатног опуштања мишића, који су већ истегнути, преко смањивања активног унутармишићног отпора изазивањем механизма спиналног рефлекса (Baechle & Earle 2000 према Стефановић и Јаковљевић 2004). Алтер (Alter 1996) класификује вежбе истезања на балистичке и статичке. Бомпа (2000) класификује вежбе истезања на : статичке, балистичке и ПНФ. Круз (1994.) класификује вежбе истезања на: Статичке, активне, пасивне, балистичке, динамичке, изометријске и ПНФ.

5.1.Балистичко (динамичко) истезање

Балистичко истезање се обично повезује са ритмичним покретима. Ову врсту истезања још називају динамичко, брзо, изотонично или кинетичко. Статичко истезање укључује достизање позиције дела тела која се задржава и може или не мора да се понови. Синоними за статичко истезање су изометријско, контролисано или споро истезање. Без обзира на врсту истезања које се примењује постоји могућност истезања преко граница безбедности. Безбедност истезања може зависити од интензитета истезања, времена истезања, фреквенције покрета, брзине и природе истезања.

Једно од најконтраверзнијих питања у спортској науци је вредност балистичког наспрам статичког истезања за развој покретљивости. Балистичко истезање је тешко проценити због потребе за компликованом опремом и техничкој стручности при мерењу силе која је потребна за покрете у зглобу при великим и малим брзинама (Stamford 1981 према Alter 1996). Значајан број истраживања наглашава успешност и статичког и балистичког истезања у развоју покретљивости (Corbin & Noble 1980, Sady, Wortman & Blanke 1982, Stamford 1981 према Alter 1996).

Најчешће спомињани и најважнији аргументи који подржавају балистичко истезање су развој динамичке покретљивости, ефикасност, тимско дружење и интерес. Најважнији од свих аргумената је свакако развој динамичке покретљивости (Alter 1996). Како је већина активности и покрета по природи динамичка балистичко истезање омогућава специфичност у тренингу и загревању (нпр. борилачке вештине). Ефикасност је демонстрирана у истраживању које су спровели Вујновић и Досон (Vujnovich & Dawson 1994 према Alter 1996), а оно је показало да је балистичко истезање након статичког истезања ефикасније у смањењу надражљивости алфа мотонеурона, што корелира са повећаном покретљивошћу, него примена само статичког истезања. Међутим, налазе овог истраживања треба примити са дозом резерве због малог броја учесника у

[7] Стефановић (2006), предавања на ФСФВ
[8] Стефановић и Јаковљевић (2004), стр.137

у испитивању. Практична предност балистичког истезања је његова примена при тимском истезању које је могуће спроводити истовремено кроз ритам и на тај начин унапредити заједништво у тиму. Балистичко истезање се може сматрати мање досадним (Dowsing 1970, Olcott 1980 према Alter 1996). Најчешћи аргументи против балистичког истезања су неодговарајућа адаптација ткива, осетљивост на повреде, активирање рефлекса истезања и неодговарајућа неуролошка адаптација (Alter 1996).

Брзо истезање мишића и његовог везивног ткива не даје довољно времена за њихову адаптацију. Уколико се ткива истежу сувише брзо трајна покретљивост се не може оптимално развити. Балистичко истезање би требало избегавати због производње великог и неугодног обртног момента. Сувише брзо истезање ткива може довести до његовог пуцања што доводи до ограничења амплитуде покрета. Трећи аргумент је активирање рефлексне активности која проузрокује мишићну контракцију, а најбезбедније истезање је оно када су мишићи опуштени. У случају неодговарајуће неуролошке адаптације Вок (Walk 1961 према Alter 1996) је нашао да је величина напетости двоструко већа при брзом него при спором истезању.

Начин да се безбедно и ефикасно примени балистичко истезање предложио је Зашажевски (Zachazewski 1990 према Alter 1996). Његовом програму претходи загревање, а сам програм је назван Програм покретљивости постепеног убрзања (ППППУ). Програм се састоји од поступака:

- статичко истезање,
- споро истезање до границе амплитуде,
- споро истезање пуне амплитуде,
- брзо истезање до границе амплитуде и
- брзо истезање пуне амплитуде.

5.2.Статичко истезање

Главни квалитети статичког истезања су максимална контрола, мали покрети и минимална брзина покрета (Alter 1996). Традиционално се сматра да је примена статичког истезања прихватљивија него балистичког. Статичко истезање користи се вековима кроз јогу и научно је доказано да је ефикасно у побољшању амплитуде покрета. Предности статичког истезања су мала захтевност према средствима, времену и простору (Alter 1996). Истраживање спроведено од стране Тајпен (Thigpen 1984 према Alter 1996) показало је да краткотрајно понављање статичког истезања смањује електричну активност мишића и тиме олакшава истезање ткива. Статичко истезање је препоручљивије од балистичког јер захтева мањи утрошак енергије и највероватније неће довести до осетљивости мишића (de Vries 1966, 1986 према Alter 1996).

Површни аргумент против статичког истезања је да оно буди досаду. Значајнији аргумент је да оно може да се спроводи само на рачун балистичких вежби (Schultz 1979 према Alter 1996). Одговарајућа мешавина примене обе методе је најпожељније решење (Corbin & Noble 1980, Dick 1980, Stamford 1981 према Alter 1996).

Марфи (Murphy 1991 према Alter 1996) је извршио критичан и темељан преглед о употребљивости статичког истезања. Својим истраживањем наишао је на пет ставова којим се показује корисност статичког истезања. Најчешће се наводи да помаже загревању, помаже изласку из тренинга, олакшава осећај болова у мишићу након вежбања, унапређује перформансе и спречава повређивање. У литератури постоји мало тога што подржава ове наводе, а клиничка истраживања показују да су ови наводи нетачни.

Марфи (Murphy 1991 према Alter 1996) на следећи начин објашњава своје ставове. Како је природа статичког истезања пасивност оно не чини ништа да подигне температуру тела, а то значи да не може помоћи загревању. Такође, његова пасивност не олакшава редирекцију протока крви из мишића и не може помоћи изласку из тренинга. Став да се статичким истезањем олакшава бол у мишићима након вежбања Де Врис (de Vries 1961) није репродукован у истраживању (McGlynn, Laughlin & Rowe 1979) и (Buroker & Schwane 1989). Истраживање које је спровео Абрахам (Abraham 1977) нашло је да олакшање траје само 1 до 2 минута након вежбања. За унапређење спортских перформанси нису нађени научни докази, а Јашвили (Iashvili 1983) нашао је да пасивна покретљивост развијена статичким истезањем има ниску корелацију са спортским достигнућима. Иако се показало да мањак покретљивости има високу корелацију са повећаним степеном повређивања (Ekstrand и Gillquist 1982, 1983) никада није доказано да статичко истезање као начин за повећање покретљивости утиче на спречавање повреда.[9]

Истезање се може класификовати и као пасивно, пасивно-активно, активно-асистирано и активно (Alter 1996). Пасивно истезање подразумева да се покрет спроводи под дејством спољне силе. Пасивно истезање није најбоље решење за крутост (Cherry 1980 према Alter 1996) и примену након повреде (Jacobs 1976 према Alter 1996). Пасивно-активно је слично пасивном. Првобитно истезање се постиже спољном силом, а затим вежбач покушава да задржи положај изометријском контракцијом агониста. Код активно-асистираног истезања укупно истезање се постиже активном контракцијом агониста, а када се достигне граница покретљивости амплитуда покрета се довршава уз помоћ партнера (Alter 1996). Активно истезање се постиже вољном употребом сопствених мишића (Alter 1996). Irrgang (1993 према Alter 1996) активне вежбе дели на слободне и са отпором. Проприоцептивна неуромускуларна фацилитација спада у технике која примењује вежбање са отпором.

Истраживање од стране Јашвилија (Iashvili 1983 према Alter 1996) доказало је да је већа амплтуда покрета остварена пасивним него активним вежбањем, али да активна има већу корелацију са спортским достигнућем. У истом истраживању наводи се да већа разлика између активног и пасивног покрета у зглобу доноси већи ризик од повреде.

Активно истезање може бити балистичко и статичко (Matveyev 1981 према Alter 1996). Оно треба да се изводи у серијама са постепеним повећањем величине покрета са понављањем које се завршава када умор почне да смањује величину покрета (Matveyev 1981 према Alter 1996). Активне и пасивне вежбе доприносе унапређењу покретљивости, али њихов допринос активној или пасивној покретљивости је различит. Када се примењује један, а када други начин вежбања? Пасивно истезање је пожељније када еластичност мишића антагониста ограничава покретљивост, а активно када слабост мишића агониста ограничава покретљивост. Наведено значи да пре почетка унапређења покретљивости мора се познавати еластичност антагониста и снага агониста (Pechtl 1982 према Alter 1996).

[9] Murphy (1991) стр.68 према Alter (1996) стр.176

5.3. Проприоцептивна неуромускуларна фацилитација

Проприоцептивна неуромускуларна фацилитација (ПНФ) се може дефинисати као метод убрзања неуромишићног механизма путем стимулације проприоцептора (Knott & Voss 1968 према Alter 1996). ПНФ није само техника већ филозофија третмана који се заснива на постојању неискоришћеног постојећег потенцијала код свих живих бића (Adler, Beckers & Buck 1993 према Alter 1996). Крајем 1940-их и почетком 1950-их ПНФ је развио Херман Кабат. У развоју ПНФ техника нагласак је био на максималном отпору кроз целу амплитуду покрета коришћењем многих комбинација везаних за примитивне покрете, постуралних и усправљајућих рефлекса (Voss, Ionta & Meyers 1985 према Alter 1996). Ове комбинације покрета укључују изометријске концентричне и ексцентричне контракције заједно са пасивним покретима. ПНФ се може примењивати лично или од стране партнера за рехабилитацију или тренинг.

ПНФ стречинг је комбиновање пасивног изометријског стречинга ради достизања максималне статичке гипкости.[10] ПНФ је метод истезања који се заснива на принципу подстицања додатног опуштања мишића, који су већ истегнути, преко смањивања активног унутармишићног отпора изазивањем механизма спиналног рефлекса (Baechle & Earle 2000 према Стефановић и Јаковљевић 2004).

ПНФ технике заснивају се на неколико неурофизиолошких механизама укључујући олакшавање (фацилитација), инхибицију, отпор, зрачење (иридација) и рефлексе.

Технике олакшања су дизајниране да повећају надражљивост мотонеурона кроз повећање деполаризације мотонеурона или регрутовањем додатних мотонеурона. Насупрот њима технике инхибиције смањују надражљивост путем хиперполаризације мотонеурона или смањењем активног броја мотонеурона (F.A.Harris 1978, Knott & Voss 1968, Prentice 1983 према Alter 1996). Инхибиција и фацилитација јесу супротности али ове технике су нераздвојне (Knott & Voss 1968 према Alter 1996). Технике инхибиције су од највеће важности за повећање покретљивости јер се сматра да ће инхибиција мотонеурона антагонистичких мишића учинити антагонисте опуштенијим и на тај начин смањити активни отпор намереном агонистичком покрету.

Олакшавање и инхибиција производе мишићни отпор. Максимални отпор се прво дефинисао као највећа количина отпора која може бити примењена на изотоничну контракцију или на акт контракције који омогућава пуну амплитуду покрета (Knott & Voss 1968 према Alter 1996). Данас већина ПНФ инструктора сматра термине оптимална или одговарајућа тачнијим (Adler et al. 1993 према Alter 1996). Максимални отпор ствара превелико преливање или иридацију са јачих на слабије шеме покрета. Иридација се може дефинисати као ширење надражења у ЦНС које изазива контракцију синергистичких мишића (Holt, Surburg 1981 према Alter 1996).

Ефикасност ПНФ техника подразумева присуство рефлекса истезања. Рефлекс истезања укључује мишићна вретена која су осетљива на величину и стопу промене дужине, ГТО који детектују промене у напетости такође могу бити

[10] Жељасков (2004) стр. 223

активирани екстремним пасивним истезањем. Ови рецептори утичу на промену надражљивости мотонеурона чиме се делује на релаксацију мишића под специфичним условима. Покретање зглоба до физиолошких екстрема активираће и нервне завршетке у самом зглобу (Alter 1996).

ПНФ технике могу имати низ предности у зависности од технике која се примењује. Истраживања су нашла да ПНФ технике производе највећи напредак у покретљивости у поређењу са другим техникама (M.A.Moore & Hutton 1980, Sady, Wortman & Blanke 1982, Tanigawa 1972 према Alter 1996). Већу ефикасност ПНФ техника потврђују (Beaulieu 1981 према Alter 1996), (Cherry 1980 према Alter 1996), (Cornelius 1983 према Alter 1996), (Hatfield 1982 према Alter 1996), (Holt и Smith 1988 према Alter 1996), (Perez и Fumasoli 1984 према Alter 1996) и (Surburg 1983 према Alter 1996). ПНФ програми могу бити одговарајући за првобитно унапређење мишићне издржљивости и мобилности трупа код особа са хроничним боловима у лумбалном делу леђа (Kofotolis & Kellis 2006).

Предности ПНФ техника су већа снага, већа равнотежа снаге и унапређена стабилност зглоба (Adler et al. 1993, Cherry 1980, Hatfield 1982, Knott & Voss 1968, M.A.Moore 1979, Surburg 1981, 1983 према Alter 1996). ПНФ технике могу бити корисне јер покретљивост без снаге може довести до предиспозиције на повреду (M.A.Moore 1979 према Alter 1996). Тврди се да ПНФ технике унапређују издржљивост, циркулацију крви (Adler et al. 1993, Cailliet 1988, Knott & Voss 1968, Surburg 1981, Sullivan, Markos & Minor 1982 према Alter 1996) и координацију (Adler et al. 1993, Knott & Voss 1968, Sullivan, Markos & Minor 1982, Surburg 1981, 1983 према Alter 1996). Заговорници ПНФ техника такође тврде да оне доводе до супериорније релаксације мишића (Cherry 1980, Knott & Voss 1968, Prentice 1983, Sullivan, Markos & Minor 1982, Tanigawa 1972 према Alter 1996). Треба нагласити да наведене погодности не доноси примена сваке ПНФ технике (Condon 1983, Condon & Hutton 1987, M.A.Moore 1979, M.A.Moore & Hutton 1980 према Alter 1996).

Примена ПНФ техника доводи до значајног повећања дужине задње ложе, али разлике у напредовању се нису јавиле између случајева примене ових техника у топлој или хладној води и сувог извођења (Burke et al. 2001). Истраживање Мајер, Педерсон и Симонс (Mayer, Pederson & Simons 2005) сматра оправдано претпоставити да је извођење ПНФ истезања три пута седмично довољно да повећа дужину задње ложе код студенткиња које тренирају ногомет. Примена акутне количине ПНФ истезања у загревању није довела до значајних разлика у перформансама при трчању на 30м и вертикалном скоку наспрам загревања без ПНФ истезања (Giordano, Sikora & Jones 2005).

ПНФ технике имају пуно предности, али поседују и озбиљне мане. Ове технике захтевају добро мотивисане појединце (Cornelius 1983, M.A.Moore & Hutton 1980 према Alter 1996). Велика мана је што се одређене ПНФ технике виде као мање удобне, а њихово спровођење болније од статичког истезања (M.A.Moore 1979, M.A.Moore & Hutton 1980, Condon & Hutton 1987 према Alter 1996). Јако значајна мана је да одређене ПНФ технике могу бити опасније од статичког истезања јер ПНФ истезање се одвија при већој напетости мишића. Једна од таквих техника је техника задржи релаксирај. ПНФ процедуре морају бити пажљиво надгледане, а додатна компликација је што је већина вежби дизајнирана за рад у паровима. Овај дизајн доводи до већег степена могућег повређивања уколико партнери нису добро упознати са техникама и поседују

мањак међусобне комуникације (Beaulieu 1981, Cornelius 1983 према Alter 1996). Такође, велика мана ПНФ техника је могућност појаве Валсава феномена код хипертензивних појединаца (Cornelius 1983, Knott & Voss 1968 према Alter 1996), а већа вољна изометријска контракција значи и већу могућност појаве феномена. Појединци који поседују историју болести коронарних артерија или високог крвног притиска могу бити подложни срчаном удару или пуцању церебралних судова (H.H.Jones 1965 према Alter 1996). Истраживање које је спровео Фарди (Fardy 1981 према Alter 1996) наводи на закључак да је могућност појаве валсава феномена мања него што се првобитно претпостављало, али да свеједно треба применити мере предострожности које укључују издах током великог отпора и ритмично дисање. ПНФ метод истезања не треба користити у теретани, када се истезање ради између серија са теговима.[11]

Значајно је напоменути да је примена ПНФ истезања три пута седмично током осам седмица утицала на промену дистрибуције влакана. Тачније дошло је до значајног смањења постотка влакана типа IIb, а повећања влакана типа IIa (Kofotolis, Vrabas, Vamvakoudis, Papanikolaou & Mandroukas 2005). Истраживање Марек (Marek et al. 2005) довело је до закључка да примена статичког и ПНФ истезања доводи до сличних дефицита у снази, испољавању силе и активације мишића при малим и великим брзинама.

Експерименти које су спровели Елдред, Хатон и Смит (Eldred, Hutton & Smith 1976 према Alter 1996) и Сузуки и Хатон (Suzuki и Hutton 1976 према Alter 1996) откривају неке неурофизиолошке основе ПНФ. Овим истраживањима је нађено да статичка контракција која претходи истезању мишића олакшава контрактилну активност путем заостале количине пражњења вретена у самом мишићу. Супротно традиционалним погледима демонстрирано је да мишић поседује већи иницијални отпор промени дужине након статичке контракције (J.L.Smith, Hutton & Eldred 1974 према Alter 1996).

Пре развоја ПНФ техника парализовани пацијенти су се рехабилитовали методом која наглашава један покрет, један зглоб и један мишић истовремено (Voss, Ionta & Meyers 1985 према Alter 1996). ПНФ технике могу такође применити стратегије истезања у једној равни. Предност ових техника је лакоћа овладавања, али и поред своје ефикасности нису оптималне. Одлична фацилитација је могућа употребом ових техника (Kabat, McLeod & Holt 1959 према Alter 1996).

Покрети се остварују кроз масовне шеме покрета. На основу ове чињенице Кабат и кнот (Kabat & Knott) су развили технике које користе природне шеме покрета стимулишући нервни систем ефикасније у процесу рехабилитације (Voss, Ionta & Meyers 1985 према Alter 1996). Масовне шеме покрета Фос, Јонта и Мејерс (Voss, Ionta & Meyers 1985 према Alter 1996) дефинисали су као различите комбинације кретања које захтевају различите степене скраћења и издужења многих мишића. Основни пример спирално-дијагоналне функције (ротационе) је замах голф палицом. Спирално-дијагонални карактер нормалних шема покрета произилази из дизајна скелетног система и положаја мишића на њему (Alter 1996).

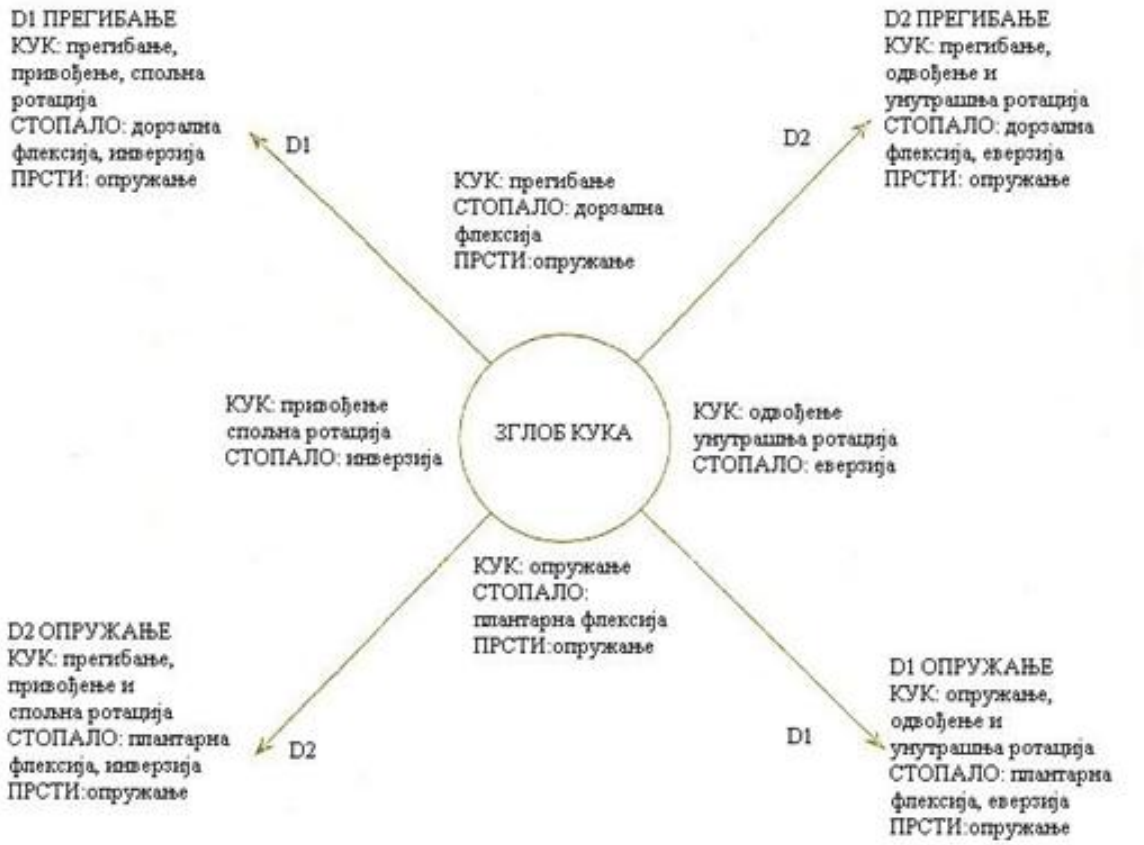
ПНФ технике које користе одређене шеме покрета заузимају почетни положај у коме су главне мишићне компоненте у потпуно издуженом стању и где

[11] Стојиљковић (2005) стр. 227

влакна повезаних мишића могу бити подвргнута максималном истезању ради фацилитације. Почетни положај се још назива издужени опсег, опсег иницијације или опсег истезања. Оптимална шема покрета омогућава специфичном ланцу мишића да се ови мишићи контрахују из свог потпуно издуженог стања до свог потпуно скраћеног стања када се шема примењује кроз цели опсег покрета (Alter 1996).

Дијагонални положај мишића од почетка до крајног припоја значи да ће његова оптимална функција бити остварена кроз контракцију у дијагоналном и често спиралном смеру (Kabat, McLeod & Holt 1959 према Alter 1996). Овај правац представља оптималну линију покрета произведену максималном контракцијом (Voss, Ionta & Meyers 1985 према Alter 1996).

Дијагонална или спирална шема покрета састоји се од флексије или екстензије, покрета према и преко средње линије тела или преко и од средње линије и ротације. Компонента покрета која изазива највеће истезање назива се примарна акциона компонента Алтер (Alter 1996). ПНФ користи две различите спирално-дијагоналне шеме за сваки екстремитет. Шеме се називају дијагонала 1 (D1) и дијагонала 2 (D2) (Prentice 1990 према Alter 1996; Слика 7).



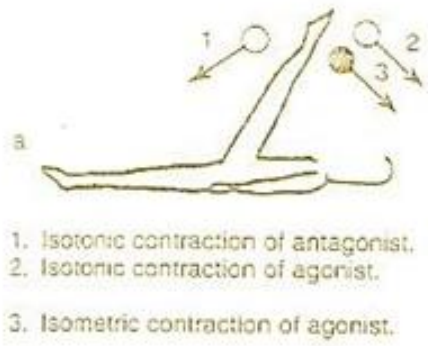
Слика 7.

ПНФ технике подразумевају постизање специфичних резултата. Могу користити изотоничне или изометријске контракције у различитим комбинацијама. Технике могу користити контракције антагонистичких и

агонистичких мишића. Опис ПНФ техника који следи заснива се на радовима Кнот и Фос (Knott & Voss 1968 према Alter 1996), Саливен, Маркос и Минор (Sullivan, Markos & Minor 1982 према Alter 1996) и Сурбург (Surburg 1981 према Alter 1996).

5.3.1. Понављање контракција (ПК)

Понављање контракција (Repeated contractions, RC; Слика 8.) подразумева контракције мишића агониста до појаве замора. Приликом примене мање напредне верзије технике користе се само изотоничне контракције. Понављању контракција може претходити изотонична контракција мишића антагониста.

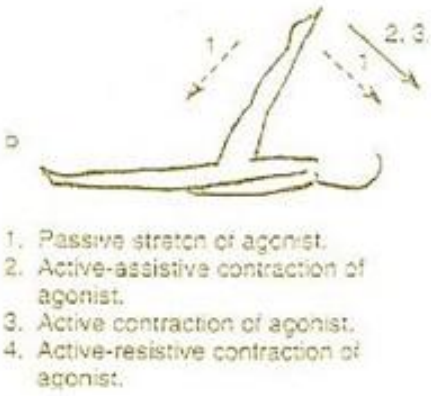


Слика 8.

Након иницијалне изотоничне контракције напредна верзија технике се изводи насупрот отпору са резултантним преливањем у слабој акцији обртања. Затим следи задржавање изометријске контракције док се не осети смањење активног напрезања. Отпор се повећава при ослабљеном обрту, затим следи инструкција да се вуче и изометријска контракција постаје изотонична. ПК помаже при развоју снаге, издржљивости и промовише лакоћу трансмисије импулса.

5.3.2. Ритмична иницијација (РИ)

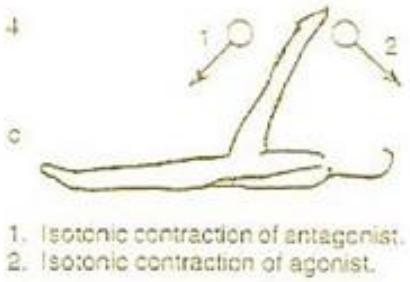
Ритмична иницијација (Rhythmic Initiation, RI; Слика 9.) се састоји од вољне релаксације, пасивног покрета и понављања изотоничних контракција агониста. Овом техником постепено се савладавају пасивне, активно асистиране, активне и вежбе отпора. РИ се користи за унапређење способности за започињање покрета.



Слика 9.

5.3.3. Споро враћање (СВ)

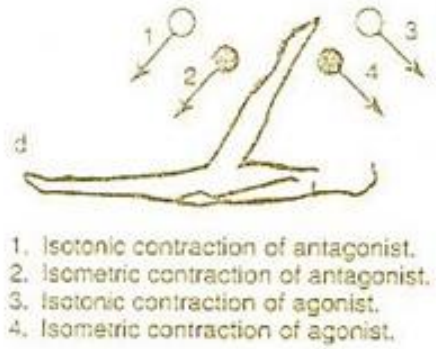
Споро враћање (Slow Reversal, SR; Слика 10.) подразумева изотоничну контракцију антагониста коју следи изотонична контракција агониста. Ова техника се може користити за унапређење активности агониста, олакшава нормално враћање антагониста и развија њихову снагу. Отпор је постепен да би се омогућио покрет кроз што већу амплитуду.



Слика 10.

5.3.4. Споро враћање задржај (СВЗ)

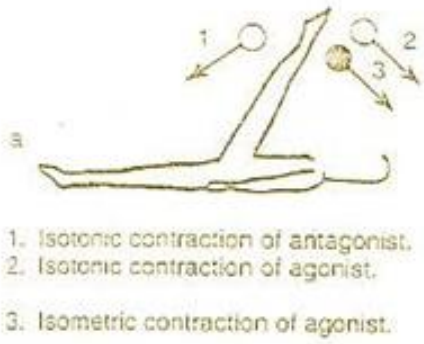
Споро враћање задржај (Slow Reversal Hold, SRH; Слика 11) састоји се од изотоничне контракције антагониста, затим следи изометријска контракција антагониста, а након тога понавља се ток контракција само у овом случају агониста. Користи се за исту сврху као и СВ.



Слика 11.

5.3.5. Ритмична стабилизација (РС)

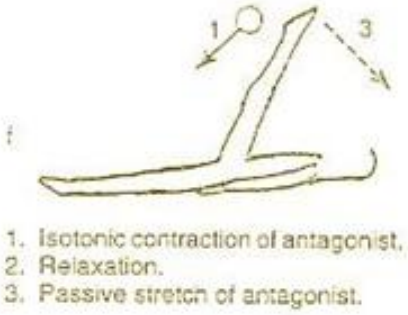
Ритмична стабилизација (Rhythmic Stabilization, RS; Слика 12) подразумева наизменичне изометријске контракције агониста и антагониста. Јачина контракција се постепено повећава, а амплитуда покрета се постепено смањује током секвенце. РС доводи до повећања силе држања, локалне циркулације и касније релаксације.



Слика 12.

5.3.6. Контакт релаксација (КР)

Контакт релаксација (Contact Relax, CR; Слика 13) подразумева максималну изотоничну контракцију антагониста насупрот отпору у тачки границе обима покрета након чега следи период релаксације. Затим партнер помера поново уд до тачке где се осећа ограничење амплитуде покрета. Овај поступак се затим понавља.

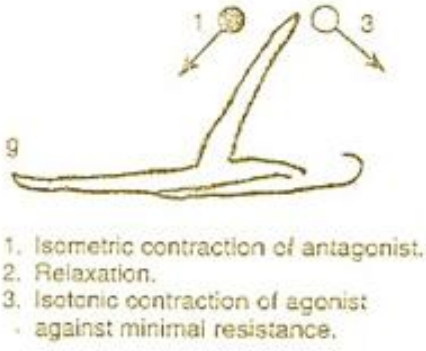


Слика 13.

Техника КРАК(CRAC) је слична стим што у задњој фази истезања извршава се концентрична контракција агониста. Треба нагласити да је примена субмаксималних контракција у методи КР подједнако ефикасна као примена максималних контракција, што може утицати на значајно смањење ризика од повређивања приликом примене ове методе (Feland & Marin 2004). КР се користи за унапређење амплитуде покрета и његова примена означава већу могућност повређивања него статичко истезање и Задржи релаксирај.

5.3.7. Задржи релаксирај (ЗР)

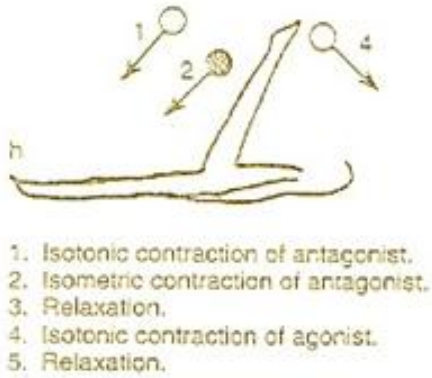
Задржи релаксирај (Hold Relax, HR; Слика 14) је изометријска техника која је ефектна у случају смањења амплитуде покрета због мишићне крутости на једној страни зглоба. Ова техника захтева примену изометријске контракције антагониста коју следи период релаксације. Затим се екстремитет активно помера насупрот минималном отпору до новоостварене границе амплитуде покрета. (Spernoga, Uhl, Arnold & Gansneder 2001) нашли су да значајно повећање покретљивости у пределу задње ложе траје шест минута након примене секвенце од пет модификованих ЗР истезања.



Слика 14.

5.3.8. Споро враћање задржи релаксирај (СВЗР)

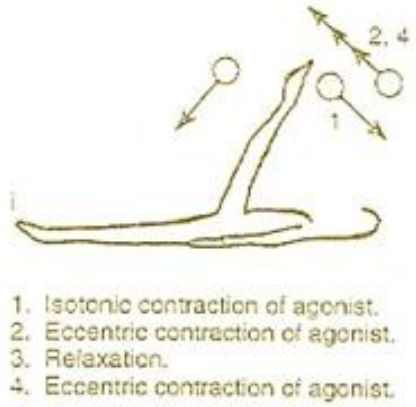
Споро враћање задржи релаксирај (Slow Reversal Hold Relax, SRHR; Слика 15) употребљава изотоничну контракцију антагониста коју следи изометријска контракција антагониста. Након тога јавља се кратак период вољне релаксације коју следи изотонична контракција агониста. СВЗР олакшава нормално враћање антагониста и развија њихову снагу.



Слика 15.

5.3.9. Агонистичко враћање (АВ)

Агонистичко враћање (Agonistic Reversal, AR; Слика 16) захтева примену изотоничног покрета кроз амплитуду покрета насупрот отпору. На крају концентричног опсега спора контролисана ритмична секвенца ексцентричних и концентричних контракција исте мишићне групе се понавља одређен број пута. АВ се користи ради промоције концентричне и ексцентричне шеме покрета.



Слика 16.

ПНФ технике истезања које примењују активне мишићне контракције ради минимизирања активног отпора и преовлађују пасивни отпор истезања најбоље је оценити кроз пажљиво сагледавање компоненти процедура истезања на нервну активност и пасивне структуре екстремитета (Condon 1983 према Alter 1996). Главне компоненте процедуре истезања су статичко истезање, релаксација, контракција антагониста и контракција агониста.

Статичко истезање резултоваће ниском ЕМГ активношћу током већине времена истезања показујући ниску надражљивост мотонеурона. Током иницијалног истезања динамичко пражњење мишићних вретена антагониста олакшаће њихов пул алфа мотонеурона. Након завршетка фазе издужења истезање се одржава константним, а динамички део пражњења мишићних вретена требало би да се смањи (Burke, Hagbarth & Lofstedt 1978, Condon 1983, M.A.Moore & Hutton 1980, Vollbo 1974 према Alter 1996). За време веома спорог истезања могуће је да висока осетљивост аферената Ia на мале промене у дужини мишића бива одржавана селективним активирањем гама статичних неурона (Matthews 1981 према Alter 1996). Волбо (Vollbo 1974 према Alter 1996) у свом истраживању аферената мишићних вретена није нашао значајну гама активност за време истезања. Теоретски за време одржавања истезања аутогена инхибиција од стране ГТО може ићи Ib путевима. Треба нагласити да споро пасивно истезање није одговарајући стимулус за ГТО (Burke, Hagbarth & Lofstedt 1978 према Alter 1996). Извор аутогене инхибиције за време истезања могу бити и аференти малих мишића (Rymer, Houk & Crago 1979 према Alter 1996). Супраспинални улаз требало би бити минималан јер статичко истезање захтева невољни напор (Condon 1983 према Alter 1996). Способност вољне релаксације мишића док се они истежу може смањити главни напон алфа мотонеурона и смањити позадинску моторну активност на којој се сумирају периферни доприноси (M.A.Moore и Hutton 1980 према Alter 1996). Филипс (Phillips према Condon 1983 према Alter 1996) сматра да кортикоспинални тракт поседује потенцијал за веома потентни пренос до алфа мотонеурона. Избор особе да се супростави истезању из било ког разлога може довести до прегласавања спиналног улаза и пражњења алфа мотонеурона (Condon 1983 према Alter 1996).

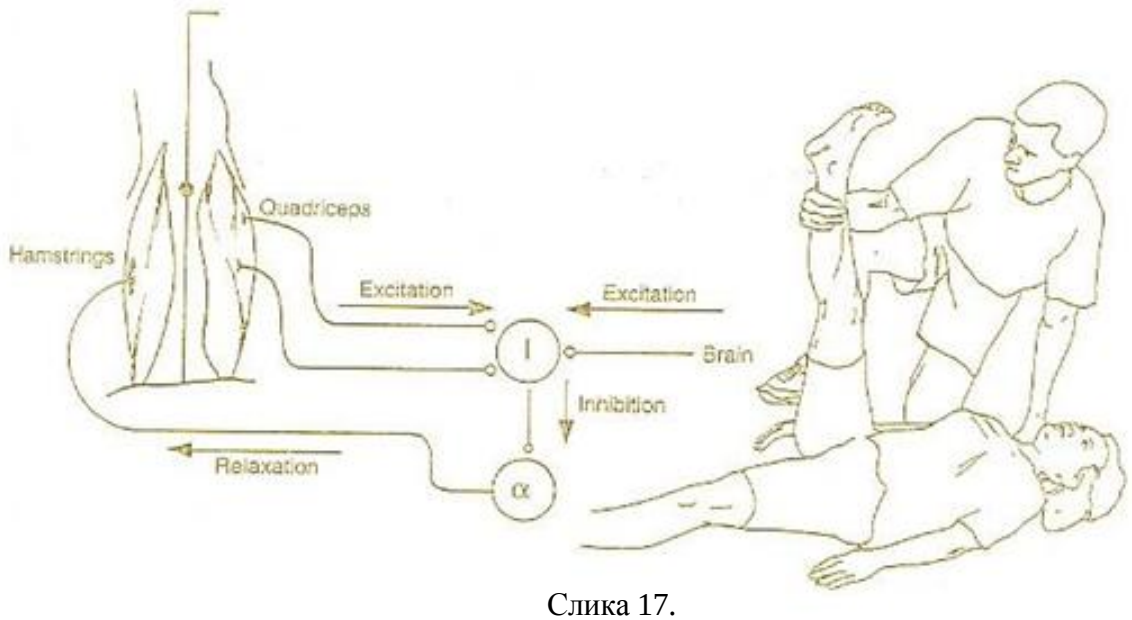
Релаксација може пратити или претходити статичком истезању или контракцији агониста. Компонента може бити потпуно пасивна. Релаксација се може олакшати или инхибирати супраспиналним механизмима у зависности од квалитета усредсређености. Дисање, покрети ока и гравитација могу допринети релаксацији (Alter 1996).

Оригиналне теорије једноставног рефлекса сматрале су да релаксација мишића следи контракцију истог. Хипотеза гласи да контракција мишића који се истеже утиче на пражњење ГТО изазивајући релаксацију или да Реншо синаптичке конекције инхибирају мишићну контракцију (Condon 1983 према Alter 1996). Друга теорија заступа став да изометријска контракција некако мења начин на који мишићна вретена реагују на услове истезања кроз смањење тока аферентних импулса из својих проприоцептора (Holt према Alter 1996). Ови концепти су оспорени од стране Кондон и Хатон (Condon & Hutton 1987 према Alter 1996), Етнири и Абрахам (Etnyre & Abraham 1988 према Alter 1996), (M.A.Moore 1979 према Alter 1996) и (M.A.Moore и Hutton 1980 према Alter 1996). Контракција антагониста теоретски би требало да олакша релаксацију или инхибира следећу контракцију антагониста, међутим дешава се супротно. Могуће је да контракција оставља мишић у надраженијем стању. Хипотеза за објашњење овог феномена се

заснива на периферним и централним нервним факторима (Condon 1983, Condon & Hutton 1987, M.A.Moore 1979, M.A.Moore & Hutton 1980 према Alter 1996).

Фацилитација мишића који се истеже као последица претходне контракције истог мишића оспорава основне концепте истезања. Познато је да су нервна кола спиналног сегмента и функционалне интеракције много сложеније него што бивају описане (Alter 1996). Комплетна релаксација мишића није неопходна за ефикасно истезање и већа опуштеност мишића није везана за амплитуду покрета (Osterring, Robertson, Traxel & Hansen 1990 према Alter 1996), а наводе да технике као што су КРАК промовишу релаксацију мишића треба гледати са скептицизмом. Уколико су удобност, време и тежина учења важни параметри онда је статичко истезање пожељније. Додатно истраживање је потребно не би ли се утврдио тачан начин рада ПНФ техника (Condon 1983, Condon & Hutton 1987, M.A.Moore 1979, M.A.Moore & Hutton 1980, Etnyre & Abraham 1988 према Alter 1996).

Ефекти реципрочне инервације се користе за оправданост контракције агониста за време истезања. Специфично контракција агониста сматра се да производи опуштање антагониста путем реципрочне инхибиције (Enoka 1988 према Alter 1996; Слика 17).



Слика 17.

Када мотонеурони агониста приме надражајне импулсе од аферентних нерава и моторних центара мозга мотонеурони који снабдевају антагонисте су инхибирани. Наиме за време процедуре контракције агониста реципрочна Ia инхибиција антагониста фаворизована је од стране спиналних и супраспиналних улаза. Теоретски контракција агониста требало би да произведе мањи ниво контрактилног отпора антагониста него ниво произведен за време статичког истезања (Condon 1983 према Alter 1996). Супротно наведеном истраживања Кондон (Condon 1983 према Alter 1996), Кондон и Хатон (Condon & Hutton 1987 према Alter 1996), M.A.Moore (1979 према Alter 1996) и M.A.Мур и Хатон (M.A.Moore и Hutton 1980 према Alter 1996) показала су значајно већу ЕМГ активност код антагониста након контракције агониста. Изгледа да антагонисти нису релаксирани након претходне контракције агониста. Претпоставка је да се реципрочна инхибиција јавља али да то није очито. Ефекти реципрочне инхибиције, могу бити

бити маскирани надражајним улазима других путева што доводи до мреже надражајног ефекта на антагонистима. Етнири и Абрахам (Etnyre и Abraham 1988 према Alter 1996) претпостављају да је појава коконтракције између антагонистичких мишића последица интермишићне електричне везе. Очита електрична активност антагониста може бити последица вештачког производа активности агониста (вероватноћа је већа уколико су супротни мишићи мањи и ближи). Потенцијална предност вољне контракције агониста је смањење неудобности која произилази из мишића који се истежу. Интервјуи које су М.А.Мур и Хатон (M.A.Moore & Hutton 1980 према Alter 1996) спровели са субјектима након примене технике КРАК показали су да је неугодност везана за прелиминарну контракцију антагониста док се они налазе у истегнутој позицији, а не за фазу контракције агониста. Претпоставка је да вољна контракција агониста маскира неудобност која се јавља када су антагонисти истегнути (M.A.Moore & Hutton 1980 према Alter 1996).

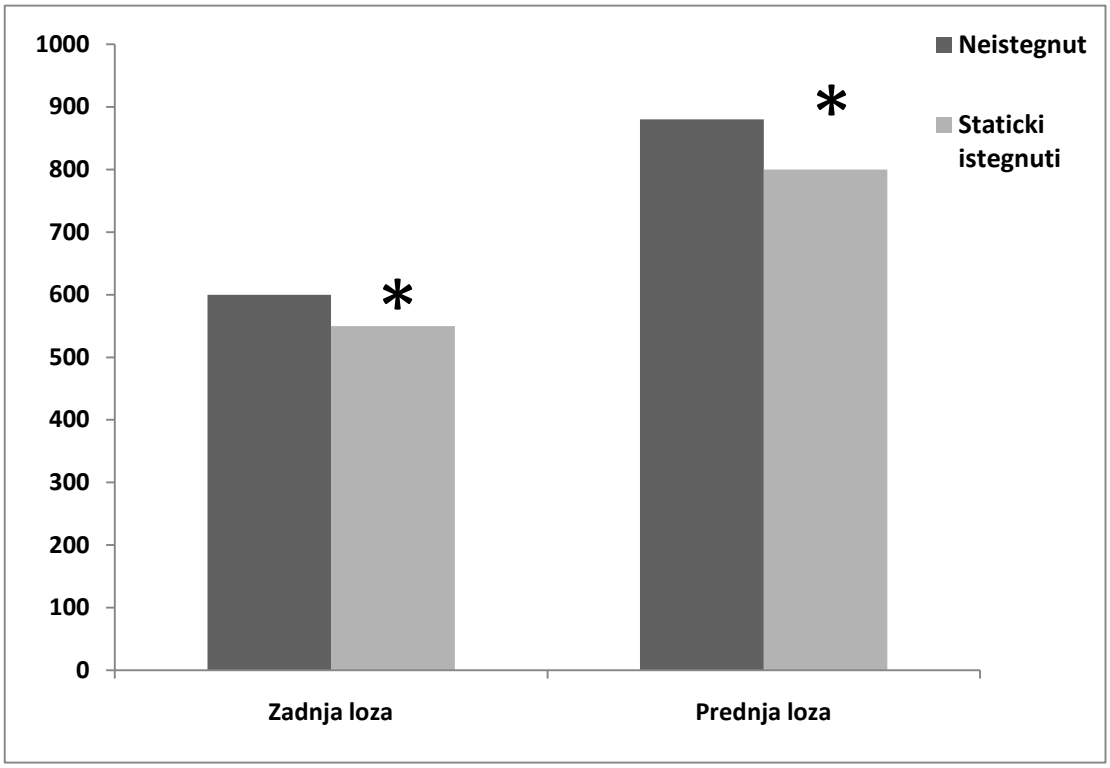
6. УТИЦАЈ ВЕЖБИ ИСТЕЗАЊА НА СНАГУ

У литератури се јављају наводи да истезање мишића, његове фасције олакшава мишићну хипертрофију (Zulak 1991 према Alter 1996). Хипотеза је да се смањује инхибиторни фактор који некако успорава раст мишића (крута фасција не даје довољно простора за раст мишића) (Alter 1996). Нутрициониста Џон Парило (John Parrillo) сматра да је истезање фасције есенцијално и да је најбоље време за то након сваке серије (Alter 1996). Парило наводи неколико разлога зашто је истезање важно за спортисте. У те разлоге спадају повећање снаге на неуролошком нивоу за 15 до 20% повећањем прага ГТО, убрзавање одвођења млечне киселине, а ефекат лабављења омогућава боље дисање и повећање искоришћености кисеоника. Парило такође тврди да истезање може довести до хиперплазије (Alter 1996). За наводе које спомиње, Парило не даје доказе па је за њихову потврду неопходно спровести клиничка истраживања. Напетост је један од многих важних чинилаца у регулацији величине скелетних мишића и хипертрофије (Vandenburgh 1987 према Alter 1996). Истезање се доводи и везу са раним растом мишића (Ashmore 1982, Holly et al. 1980 према Alter 1996), денервативном хипертрофијом (Goldspink et al.1972 према Alter 1996), дистрофијом мишића (Ashmore 1982, Frankeny, Holly & Ashmore 1983 према Alter 1996), неурогенском атрофијом (Pachter & Eberstein 1985 према Alter 1996) и компензаторном хипертрофијом (E.Gutman, Schiaffino & Hanzlikova 1971, Schiaffino & Hanzlikova 1970 према Alter 1996). Познато је да механичко истезање скелетних мишића повећава њихов метаболизам, али механизам још није познат (Vandenburgh & Kaufman 1979 према Alter 1996). Сва наведена истраживања у пасусу су рађена на животињама што значи да је њихова могућа примењивост код људи чисто спекулативне природе.

Да би истражили ефекат статичког истезања на снагу ногу, тим истраживача са Универзитета Хаваи (Hawaii) тестирали су максималну снагу 1РМ подизање. 30 студената факултета физичког васпитања упражњавали су истезање .

Сваки волонтер изводио је свакодневно 1 РМ прегибања и 1РМ опружања у зглобу колена на Наутилусовој шут машини, с тим сто је сваки други дан наизменично упражњавао пасивно статичко истезање у трајању од 20 мин.и опуштено седење и одмарање током 10 мин. Протокол истезања се састојао од статички пасивног истезања 5 мишићних група које су укључене у прегибање и опружање у зглобу колена у трајању од 15сек у 3 серије. Сваки добровољац је изводио једно подизање терета у току 60сек које је прогресивно расло све док такмичар неби успео да савлада задату тежину. Као што је приказано на цретежу 1, статичко истезање смањило је снагу задње ложе бута за 7.3% а снагу квадрицепса за 8.1%.

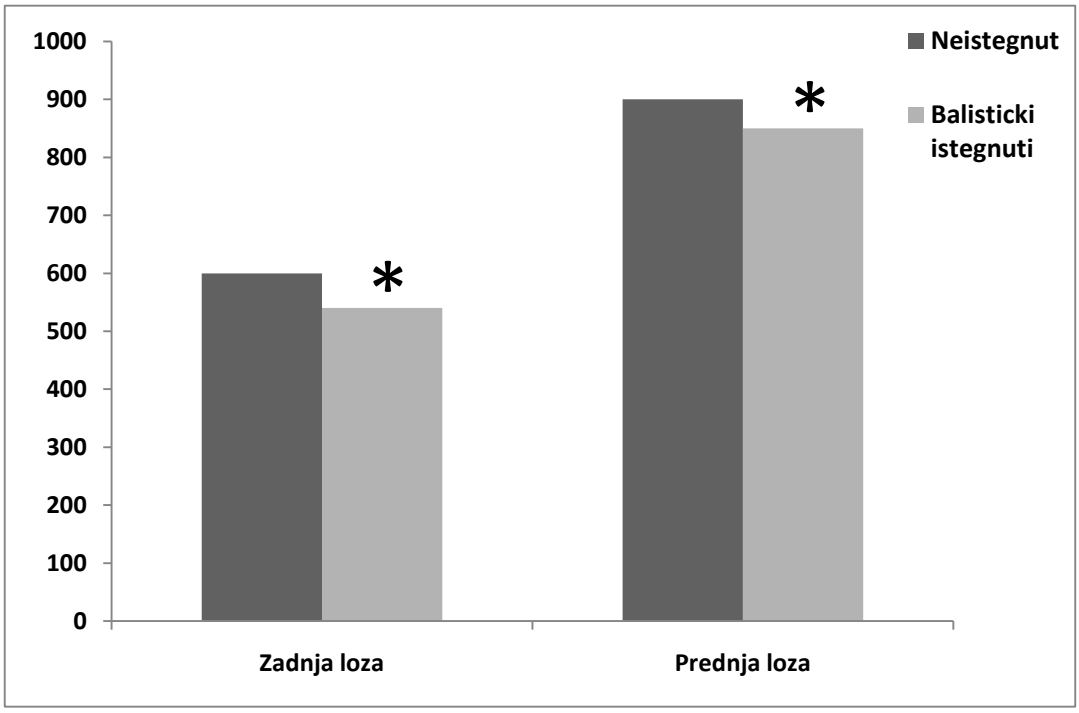
Слика 18.Ефекат статичког истезања на снагу мишића надколенице



*- приказује како је снага мишића надколена умањена после статичког истезања Нелсон и Коконен (Nielson & Kookonen 1998.)

Нешто касније, у студији, научници Уневерзитет у Луизијани, користили су идентичан протокол да утврде ефекте балистичког истезања на снагу мишића ногу код 22 студента физичког васпитања. Овог пута процедура истезања се састојала такође од истезања пет мишићних група које су укључене у прегибање и опружање у зглобу колена, само овог пута у 3 серије по 15 сек. балистичког истезања без асистирања и 15 сек. балистичког истезања са асистирањем. На цртежу 2, приказано је да је и балистичко истезање неповољно утицало на испољавање снаге предње и задње ложе бута и то за 7.5% код задње и за 5.6% код предње ложе бута.

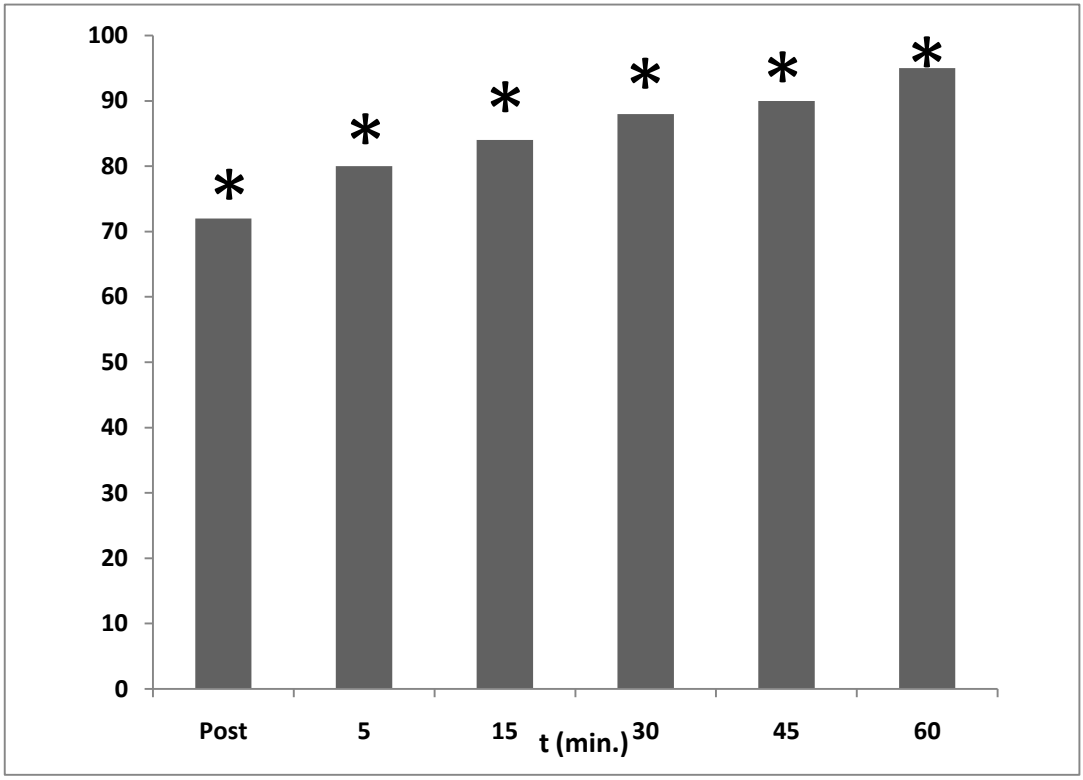
Слика 19. Ефекат балистичког истезања на снагу мишића надколенице



*- приказује како је снага мишића надколена умањена после балистичког истезања Нелсон и Кокконен (Nielson & Kokkonen 1998.)

2000. године група канадских истраживача објављује студију која показује да је снага мишића листа умањена око један сат након статичког истезања. Као што је приказано на слици 3,снага мишића листа била је нижа за 28% одмах након истезања, друга студија коју су спровели 2004. Године, показала је да је снага квадрицепса умањена 120 мин. након статичког истезања и била је мања за 12% у односу на снагу пре истезања.

Слика 20. Ефекат пасивног истезања на снагу мишића листа



*- приказује како је снага мишића листа нижа после истезања неголи пре

7. ВЕЖБЕ ЗА РАЗВОЈ ПОКРЕТЉИВОСТИ И КОНТРАВЕРЗЕ У ВЕЗИ СА ЊИМА

Истезање је тема која изазива контраверзе. Значајан број радова доводи у питање врлине истезања и покретљивости (Davis 1988, Fixx 1983, Read 1989, Wolf 1983 према Alter 1996).

Природно је претпоставити да покретљивост може смањити ризик од повреда, али различити ауторитети и истраживачи сматрају да тренинг покретљивости повећава ризик од повређивања (Alter 1996). Уколико се на покретљивост гледа као на скалу, на једној страни се налази непостојање покретљивости, а на другој екстремна покретљивост. Између два екстрема налази се оптимални ниво покретљивости који омогућава ефикасно кретање и смањује ризик од одређених врста повреда. Брд (Bird 1979 према Alter 1996), Лихтор (Lichtor 1972 према Alter 1996) и Николас (Nicholas 1970 према Alter 1996) изражавају забринутост да повећање лабавости зглобова повећава ризик за повреду лигамената, одвајања зглобова и дислокације. У свом истраживању Лихтор (Lichtor 1972 према Alter 1996) је нашао да особе са лабавим зглобовима немају нормалну контролу тела и координацију. Барак и сар. (Barrack et al. 1983 према Alter 1996) у свом истраживању су закључили да хипермобилност зглоба може бити чинилац у смањењу позиционог осећаја који заузврат утиче на хиперактивност заштитних рефлекса повећавајући ризик од акутних и хроничних повреда. Аргумент против истезања је боља заштита од озбиљних повреда. Одређена истраживања су изашла са претпоставком да је код лабавијих зглобова стабилизирајуће фиброзно ткиво количински мало заступљено и слабог квалитета и да зглобови губе свој правилан распоред при удару (Nicholas 1970, Sutro 1947 према Alter 1996).

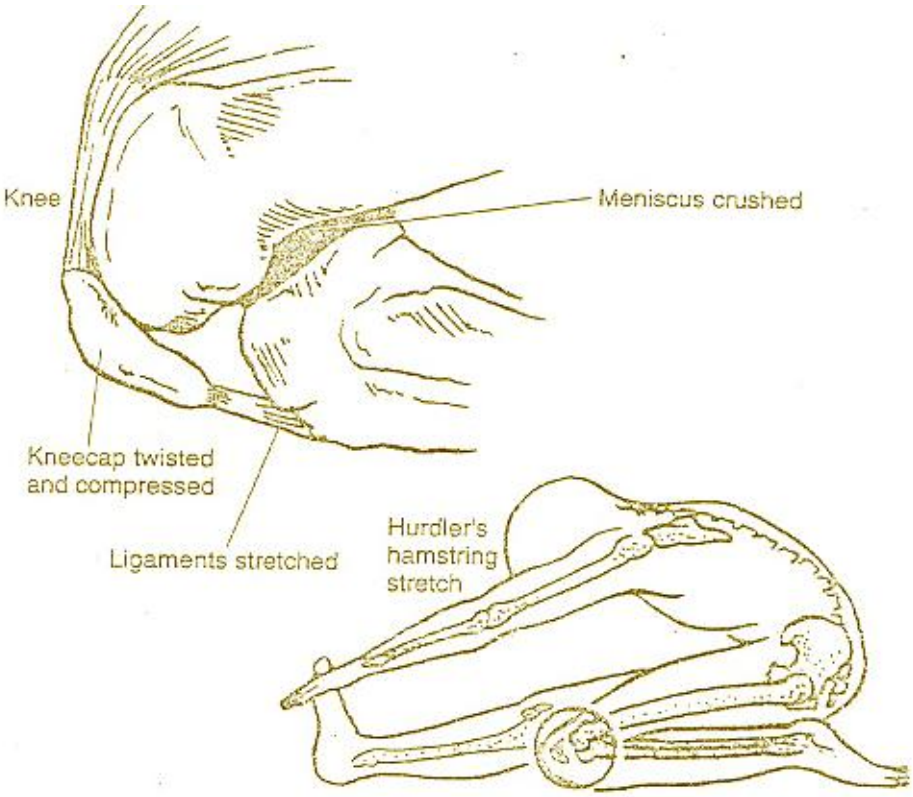
Превелика покретљивост је подједнако опасна као и недовољна покретљивост (Barrack et al. 1983, Bird 1979, Corbin & Noble 1980, Nicholas 1970 према Alter 1996). Хипотеза је да превелика покретљивост може дестабилизовати зглобове (Corbin & Noble 1980, Nicholas 1970 према Alter 1996). Клајн (Klein 1961 према Alter 1996) сматра да дубоки чучањ слаби лигаменте колена и чини да колено буде под већим ризиком од повреде. Сличан пример за фудбал наводи и Николас (Nicholas 1970 према Alter 1996). Грана и Морец (Grana & Moretz 1978 према Alter 1996) и Каленак и Морхаус (Kalenak и Morehouse 1975 према Alter 1996) нису нашли корелацију између лабавости лигамената и стопе повређивања. Разлог за то је мноштво чинилаца који су укључени, чиме се онемогућава извођење корелације између покретљивости и повреда.

Уколико у зглобовима постоји превелика покретљивост амплитуда покрета требало би да се смањи (Sigerseth 1971 према Alter 1996). Превентивне и комплементарне вежбе требало би укључити у тренинг ради повећања снаге и стабилности зглобова (Arnheim 1971, Corbin & Noble 1980, Kalenak & Morehouse 1975, Sigerseth 1971 према Alter 1996). Тренинг покретљивости није пожељан уколико постоји хипермобилност зглобова (Corbin & Noble 1980, Sigerseth 1971 према Alter 1996).

Свака вежба представља одређени ризик. Могућност повређивања зависи од бројних чинилаца међу које спадају степен тренираности, старост, претходне повреде, структурне деформације, замор и неправилно извођење. У литератури се као потенцијално опасне вежбе наводе препонашко истезање, обрнуто препонашко истезање, дубоки чучањ, претклон са додиром прстију, лук и мостови, стојећи засук трупа, гравитациона инверзија и рало и свећа.

7.1. Препонашко истезање

Препонашко истезање (Слика 21) се традиционално користи за истезање задње ложе, а назив је добила по сличности са позицијом препонаша у лету преко препоне. Ова вежба се изводи на поду. Незгодни положај колена приликом извођења вежбе ствара тачку стреса у медијалном зглобу колена (B.Anderson 1980, Beaulieu 1981, Cornelius 1984, Lubell 1989, Tucker 1990, Tyne & Mitchell 1983 према Alter 1996). Проблем се даље усложњава уколико се јавља екстерна ротација колена изазивајући превелико истезање медијалних колатералних лигамената (M.Alter 1990; B.Anderson 1980 према Alter 1996). Сматра се да ова вежба изазива нестабилност медијалног колена. Калиет и Грос (Cailliet & Gross 1987 према Alter 1996) као проблеме при извођењу вежбе наводе истезање лигамената колена, увртање и болно истезање чашице и гњечење задњег дела латералног менискуса. Лубел (Lubell 1989 према Alter 1996) такође наводи неудобност. У случају неправилног извођења лумбални део леђа подложан је повређивању. Уколико се вежба изводи са кривом кичмом лигаменти могу бити превише истегнути и структурно ослабити лумбосакралну област (Lasater 1988 према Alter 1996). У литератури се не наводи ни један пример било које повреде настале извођењем вежбе (Alter 1996).



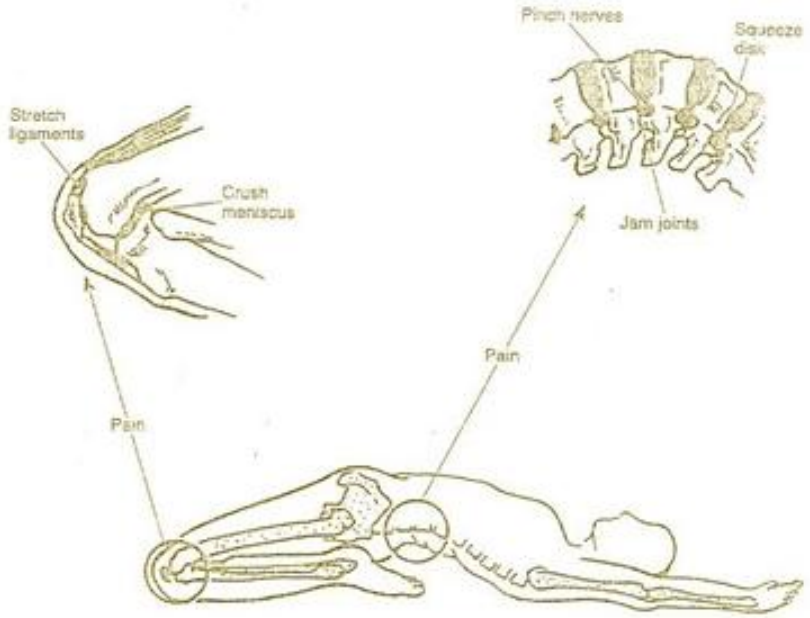
Слика 21.

Проблем клацкања карлице може се решити постављањем ћебета до постизања истог нивоа обе стране карлице. У случају колена најбоље решење је изменити положај колена или изводити другу вежбу која има исти ефекат. Колено се може поштедети постављањем стопала паралелно са опруженом ногом (M.Alter 1990; B.Anderson 1980 према Alter 1996). Проблем лумбалног дела леђа може се решити извођењем истезања из зглоба кука (Lasater 1988 према Alter 1996) или

извођењем вежбе седећи на клупи у висини препона (Barney, Hirst и Jensen 1972, Myers 1983 према Alter 1996). Ефектна стратегија може бити постављање табана уз опружену ногу испод колена, а подколеницу на под (Cailliet и Gross 1987, B.Anderson 1980, Beaulieu 1981, Cailliet 1988, Reid 1992 према Alter 1996).

7.2. Обрнуто препонашко истезање

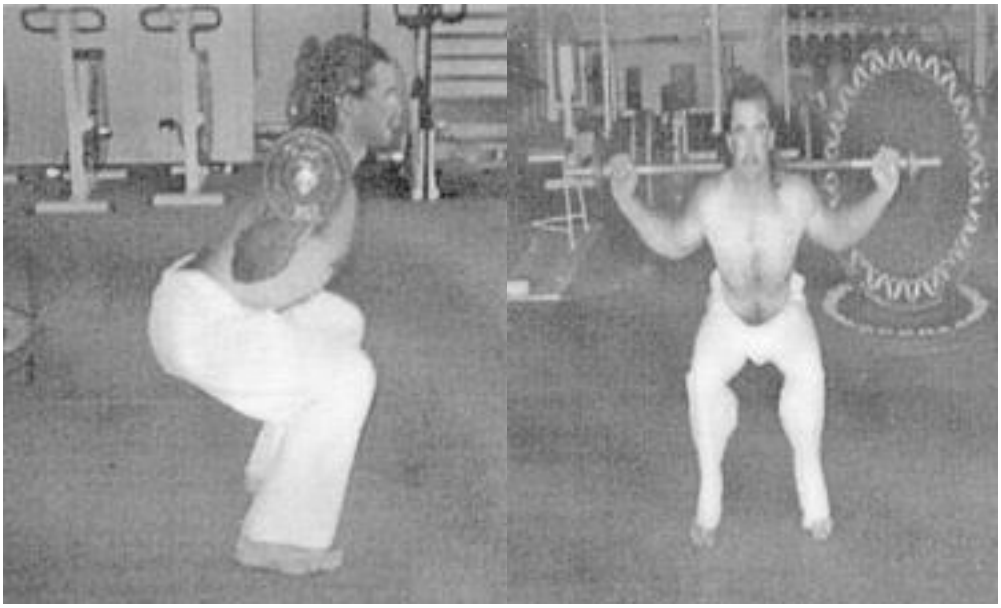
Обрнуто препонашко истезање (Слика 22) се често наводи као опасна вежба. Користи се за истезање квадрицепса. Препоручује се од стране Америчке Академије Ортопедских Хирурга (1991 према Alter 1996), Ерхарт (Ehrhart 1976 према Alter 1996), Грифит (Griffith 1986 према Alter 1996), Лазатер (Lasater 1986 према Alter 1996), Рид (Reid 1992 према Alter 1996), Синг (Sing 1984 према Alter 1996), а Кулунд (Kulund 1980 према Alter 1996) сматра да може спречити појаву болести Озгуд-Шлетер. Сматра се да вежба доводи до непотребног стреса на колено отварајући предњи део артикулације. За последицу ово има смањење стабилности зглоба прекомерним истезањем лигамената, уртањем и компресијом чашице и гњечењем менискуса (M.Alter 1990; B.Anderson 1980; Cailliet & Gross 1987, Cornelius 1984 према Alter 1996). Лазатер (Lasater 1986 према Alter 1996) наводи да вежбу треба да избегавају труднице након четвртог месеца јер може довести до наглог пада крвног притиска притискањем inferior vena cava од стране плода. Ризик се може избећи употребом безбеднијих вежби или постепеним савлађивањем примене правилног избођења. Приликом примене треба избегавати интерну ротацију ногу (Alter 1990; B.Anderson 1980, 1985, Lasater 1986 према Alter 1996).



Слика 22.

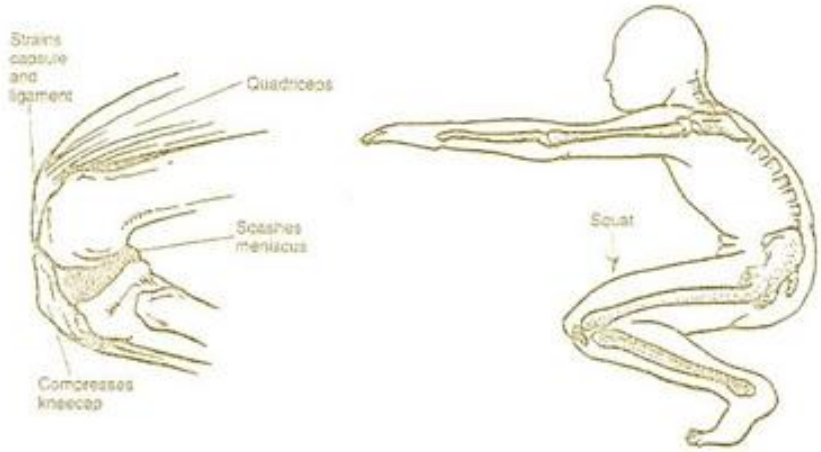
7.3. Дубоки чучањ

Дубоки чучањ (Слика 23 и 24) је вежба која унапређује покретљивост задње ложе, препона, листова и ахилове тетиве, а такође служи за јачање квадрицепса. Главни узрочници повреда поред неправилног извођења су брзина спуштања и дубина чучња. Према J.Алтер (J.Alter 1983 према Alter 1996) и Калиет и Грос (Cailliet & Gross 1987 према Alter 1996) вежба изазива напрезање капсуле и лигамената, компресију чашице и гњечење менискуса. Ортопедски хирурзи Фаулер и Месих (Fowler и Messieh 1987 према Alter 1996) и М.Д. Милер и Мејџор (M.D.Miller и Major 1994 према Alter 1996) сматрају да оваква хиперфлексија на предњем делу бутине представља механизам за цепање задњих круцијалних лигамената.



Слика 23.

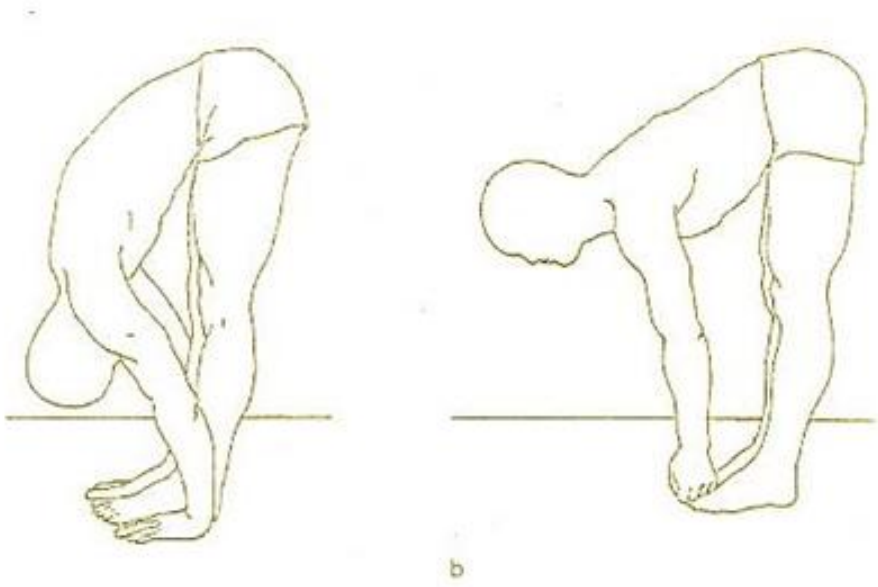
Смањење ризика се може остварити смањењем брзине спуштања кроз контролу квадрицепса или извођењем са леђина наслоњеним на зид (J.Alter 1983, B.Anderson 1985, Fisk & Rose 1977, Luby & St.Onge 1986 према Alter 1996). Такође, је упутно смањити дубину чучња, а конзервативан приступ је до 90° у колену (Clippinger-Robertson 1988 према Alter 1996). Трећи савет је да не долази до прелаза лонгитудиналне осе стопала (B.Anderson 1985, ClippingerRobertson 1988 према Alter 1996).



Слика 24.

7.4. Претклон са додиривањем прстију стопала

Претклон са додиривањем прстију стопала (Слика 25) је једна од вежби која се највише примењује, али и једна од оних коју окружује највећа контраверза. Циљ вежбе је истезање задње ложе и m.erector spinae. Општа је препорука да средњовечне и старије особе избегавају ову вежбу. Највише проблема се јавља код особа са слабим трбушним мишићима, крутом задњом ложом и мишићима лумбалног дела кичме (Falls & Humphrey 1989 према Alter 1996). Теоретски вежба ставља под непожељан стрес дискове, постералне лигамнете доњег дела леђа и ишијачни нерв (J.Alter 1983, B.Anderson 1985, Cailliet & Gross 1987, Zacharkow 1984 према Alter 1996). Сматра се да примена ове вежбе може оштетити менискусе (Cailliet & Gross 1987, Zacharkow 1984 према Alter 1996). Међу ауторитетима постоје они који су против примене, за примену уз упозорење и модификације и они који срчано препоручују вежбу за све. У оне који су против спадају ортопеди (Berland & Addison 1972, Dominguez & Gajda 1982, Seimon 1983 према Alter 1996), доктори физикалне медицине (Cailliet & Gross 1987, Coplans 1978 према Alter 1996), физикални терапеут (Zacharkow 1984 према Alter 1996), тренери (Tyne & Mitchell 1983 према Alter 1996), професор плеса (J.Alter 1983 према Alter 1996) и професор физике (Tessman 1980 према Alter 1996). За примену вежбе одлучили су се ортопеди (Michele 1971, Torg, Vegso & Torg 1987 према Alter 1996), доктори (Finneson 1980, Friedmann & Galton 1973, Grieve 1988, Wilkinson 1983 према Alter 1996) и физикални терапеути (LaFreniere 1979, Van Wijmen 1986 према Alter 1996).



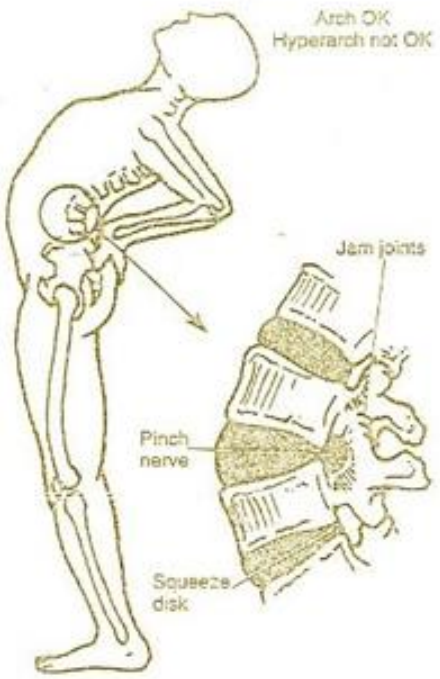
Слика 25.

Већа снага и покретљивост значи мањи ризик од повреде. Први начин да се избегне ризик од повреде је постепено савлађивање правилног извођења. Приликом претклона леђа треба да остану равна (Couch 1979, Luby & St.Onge 1986 према Alter 1996). Претклон са савијеним леђима ставља кичму, ишијачни нерв и дискове под прекомерни стрес јер се леђа примарно подржавају помоћу лигамената (Luby & St.Onge 1986 према Alter 1996). Спуштање трупа треба да се изводи глатко и споро јер избегавањем балистичког покрета избегава се активирање рефлекса истезања у m.erector spinae. Добар начин да се смањи напрезање приликом спуштања је држање руку на боковима чиме се смањује оптерећење на антеријском делу пршљенова, а тиме и на лумбални део кичме. Препорука је да се руке држе и на бутинама или држање столице што ће утицати на смањење стреса на лумбалном делу кичме (J.Alter 1983, 1986; B.Anderson 1985, Couch 1979, Knight & Davis 1984, Lasater 1986, Luby & St.Onge 1986 према Alter 1996). Занимљив начин смањења напрезања је започињање покрета из получучња са постепеним опружањем ногу. Овакав начин вежбања препоручују (J.Alter 1983, 1986, M.Alter 1990; Hossler 1989, Luby & St.Onge 1986, Tyne & Mitchell 1983, Uram 1980 према Alter 1996).

Повреде се могу јавити и при подизању трупа. Највероватнији извор повреда је неправилно подизање из прегиба када се лордоза враћа пре него што је карлица заротирана назад (Cailliet 1988 према Alter 1996). При заузимању усправног става лумбална кичма треба да се понаша као несавитљиви штап тј. треба да буде равна. Подизање трупа кроз закружење горњег дела трупа преферирано је од стране J.Алтер (J.Alter 1983 према Alter 1996) и Лафренир (LaFreniere1979 према Alter 1996). Постоје још два начина за избегавање повреда. Један подразумева савијање колена након истезања и затим прелазак у сед на под, а други држање колена савијеним док се подиже труп (M.Alter 1990; J.Alter 1983, Nieman 1990, Tyne & Mitchell 1983 према Alter 1996). Ова вежба нема практичну примену у многим спортовима, али поред наведених ризика она се не може избећи у спортовима као што су скокови у воду или гимнастика.

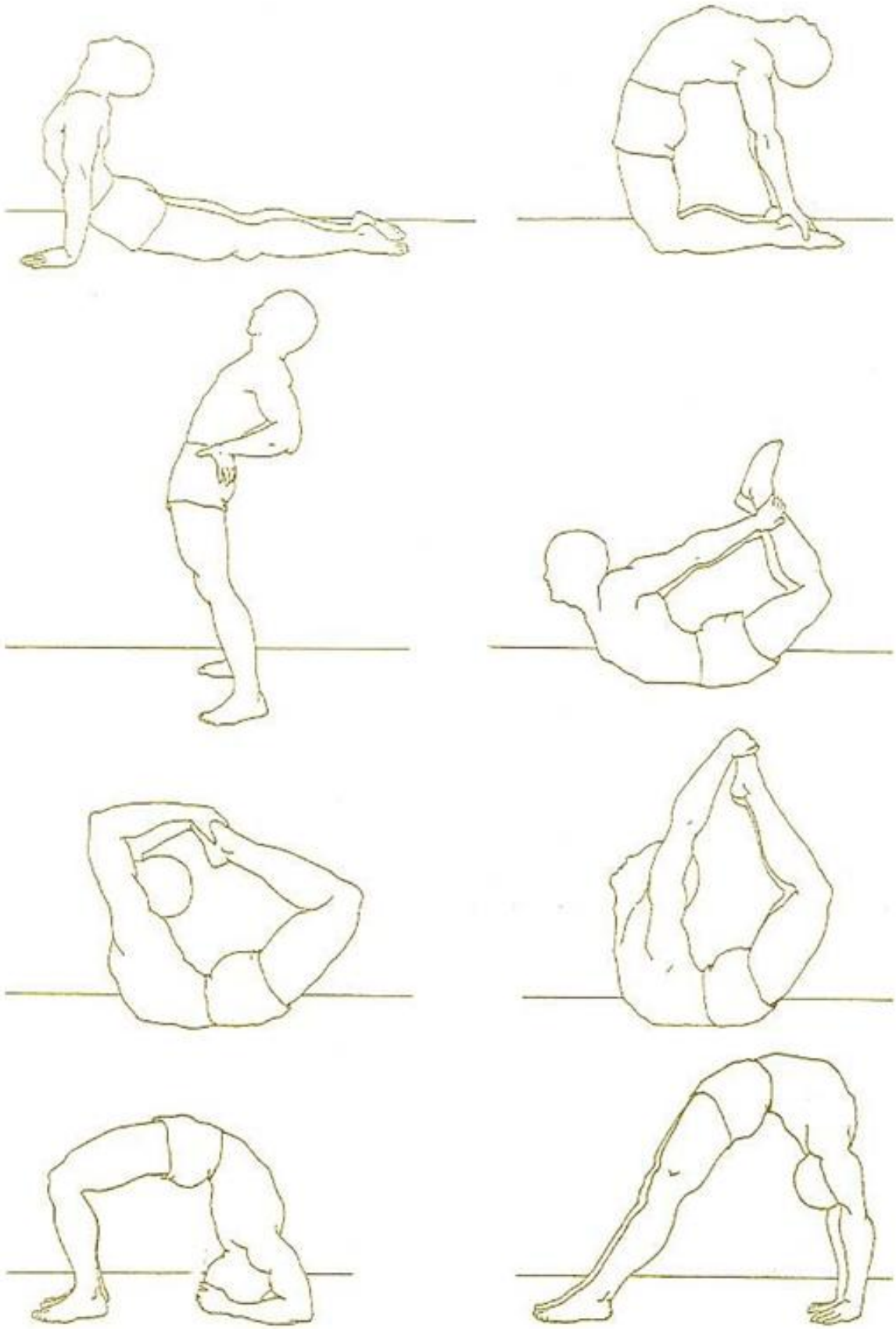
7.5. Лук и мост

Лук и мост су вежбе које се превасходно користе за унапређење покретљивости кичме и рамена. Могу утицати на олакшан развој снаге одређених делова тела. Резултат зависи од варијације лука или моста као и од метода којим се долази до крајњег положаја (Alter 1996). Флинт (Flint 1964 према Alter 1996) критикује стандардну вежбу заклон из разлога што слаба трбушна мускулатура и постојање лордозе може довести до погоршања њеног стања. Калијет и Грос (Cailliet и Gross 1987 према Alter 1996) сматрају да је извођење лука прихватљиво али да је хиперекстензија опасна (Слика 26).



Слика 26.

Хиперекстензијом леђа може доћи до повреде путем претераног притискања кичмених дискова углављивањем кичмених зглобова и путем штипања нервних влакана која излазе из кичмених отвора и стварају ишијачни нерв. Ј.Алтер (J.Alter 1983 према Alter 1996) сматра да ће примена ових вежби (Слика 27) пре или касније довести до бола и резултовати неповратним оштећењем. Истраживање оштећења лумбалног дела кичме гимнастичарки путем понављања хиперлордозе и хиперекстензије спровели су између осталих и Фербанк и сар. (Fairbank et al.1984 према Alter 1996), Голдштајн и сар. (Goldstein et al. 1991 према Alter 1996), Осеид (Oseid et al. 1974 према Alter 1996) и Сорд, Ериксон и Петерсон (Sward, Eriksson & Peterson 1990 према Alter 1996). Они сматрају да понављање оваквих увреда пршљенова доводи до спондилозе. Цаи и Вредмарк (Tsai & Wredmark 1993 према Alter 1996) нису нашли разлику у броју проблема са кичмом између врхунских гимнастичарки и контролне групе. Највећи критичари ових вежби су Неглер (Nagler 1973 према Alter 1996) и Сорд, Хомер и Хартер (Sward, Homer & Harter 1977 према Alter 1996). По њиховом стручно-медицинском мишљењу вредност ових вежби не оправдава ризик од настајања зачепљености пршљенске артерије.



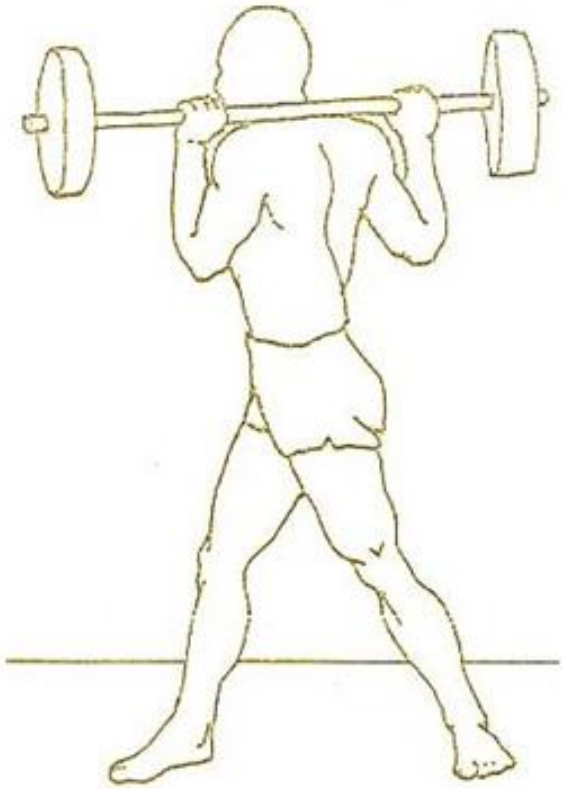
Слика 27.

Пре извођења вежби треба утврдити постојање довољне снаге и покретљивости. Извођач мора поседовати довољно снаге да дође у и задржи крајњи положај, а истовремено да буде довољно покретљив у зглобу кука, трупу и раменима. Како би се смањио ризик старије особе требало би да примене

безбедније алтернативне вежбе, а они који их не могу избећи треба да савлађивање врше постепено кроз уводне вежбе уз надзор стручњака. За дисциплине које захтевају извођење ових вежби (акробатика, гимнастика, џудо и рвање) у тренингу неопходно је при примени ових вежби користити све мере предострожности.

7.6. Засук у стојећем ставу

Засук у стојећем ставу (Слика 28) примењује се у бејзболу, бацању диска, бацању копља, тенису и голфу. Потенцијална опасност настаје услед неправилног извођења јер тада момент који се јавља може бити већи од момента које ткиво може да апсорбује (J.Alter 1983, M.Alter 1990 према Alter 1996). Сматра се да изостанак савијања у зглобу колена може повећати ризик од повређивања његових лигамената (M.Alter 1990; B.Anderson 1985 према Alter 1996). Остале области подложне повређивању укључују мишиће, лигаменте и додатно меко ткиво кичменог стуба. Ризик од повреде се може смањити извођењем вежбе са рукама на куковима (Rippe 1990 према Alter 1996). Алтернативно извођење подразумева држање штапа иза врата на раменима док се седи на столици (Yessis 1986 према Alter 1996). Извођење вежбе у стојећем ставу захтева благо савијање у коленима, а у случају рада са теговима пожељно је ношење појаса (M.Alter 1990 према Alter 1996).

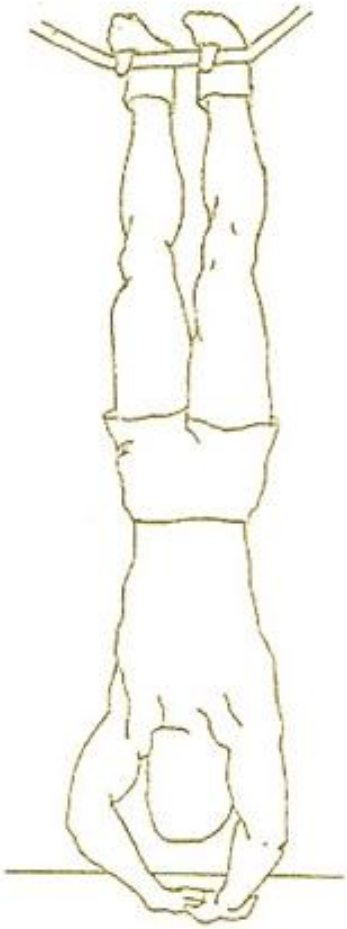


Слика 28.

7.7. Гравитациона инверзија

Гравитационе вежбе (Слика 29) подразумевају положај у коме гравитација производи силу истезања. Прве компликације услед примене вежби гравитационе инверзије у виду руптуре крвних судова ока нашао је Плушер (Ploucher 1982 према Alter 1996). Опасност у примени оваквих вежби произилази из истраживања која

показују да инверзија доводи до повећаног пулса и крвног притиска (Ballantyne et al. 1986, Heng et al. 1992, Leboeuf 1987 према Alter 1996). Нађено је да инверзија утиче на повећање интерокуларног притиска (Klutz et al. 1983, Friberg & Weinreb 1985 према Alter 1996). Примена ових вежби знатно повећава ризик од цепања мрежњаче (Kobet 1985 према Alter 1996). Претпоставка је да су вежбе гравитационе инверзије опасне за свакога ко има проблема са шећером, висок крвни притисак, слабе крвне судове, нестабилност кичме или користи антикоагулативне лекове (Ballantyne et al. 1986, Friberg & Weinreb 1985, Klutz et al. 1983, Leboeuf 1987, Ploucher 1982 према Alter 1996). Пре употребе ових вежби потребно је потражити медицински савет (Cailliet 1985, de Vries 1985, Martin 1982 према Alter 1996). У случају медицинског одобрења да би се ризик свео на минимум неопходан је стручан надзор (de Vries 1985 према Alter 1996) и прописивање учесталости примене, дужину, активну или пасивну примену уз навођење индикација и контраиндикација (Cailliet 1985 према Alter 1996). Хипотеза је да примена вежби гравитационе инверзије може смањити или спречити јављање болова у лумбалном делу кичме. Механизми којима се то остварује су истезање паравертебралних мишића, смањење грчева мишића, декомпресија спиналних сегмената, умањење нервног укљештања и смањење нервно-мишићне напетости (Kane, Karl & Swain 1985, Nosse 1978 према Alter 1996). Теоретске основе за ове вежбе налазе се у парасимпатичком утицају на кардиоваскуларни систем чиме се утиче на изазивање рефлексног смањења периферног васкуларног отпора, а тиме и већег протока крви (Cailliet 1985, de Vries 1985 према Alter 1996).



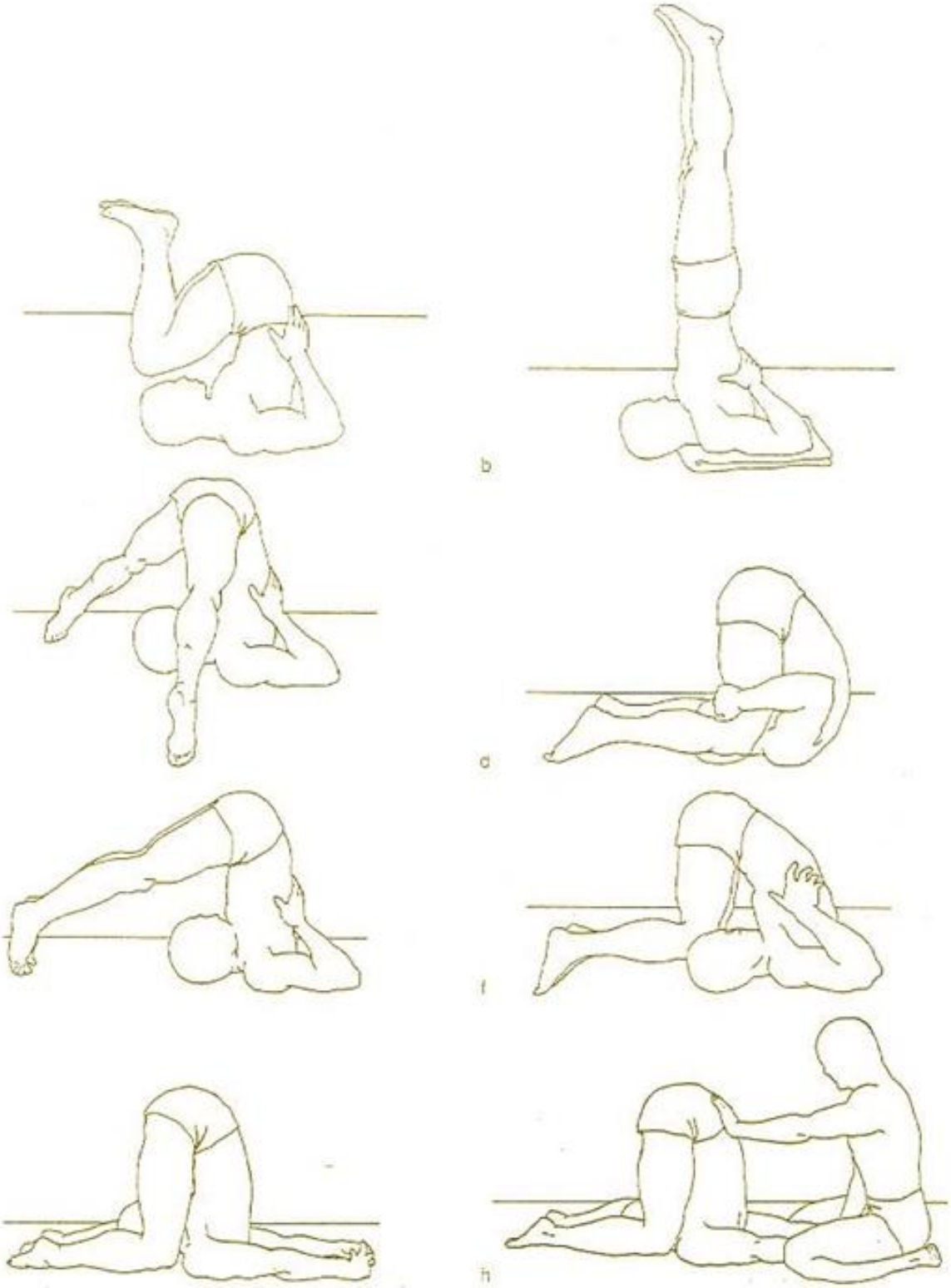
Слика 29.

7.8. Свећа и плуг

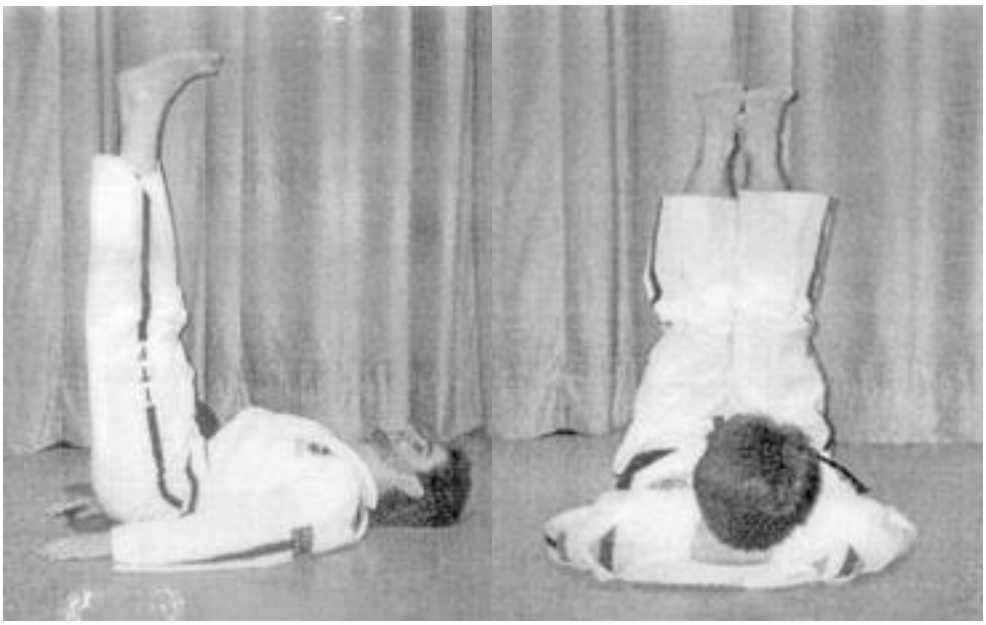
Вероватно у једне од најконтраверзнијих вежби истезања спадају свећа и плуг (Слика 30). Према Кишнер и Колби (Kisner и Colby 1990 према Alter 1996) први проблем са овим вежбама је положај главе који доводи до изазивања и потврђивања неправилног држања. Прегибање главе напред универзално се јавља са старошћу и свако додатно довођење главе у такав положај не би требало подржавати, а нарочито не код старијих особа (Paris 1990 према Alter 1996). Кишнер и Колби (Kisner и Colby 1990 према Alter 1996) наводе да овакви положаји доводе до компресије плућа и срца, што смањује њихову ефикасност отежавајући циркулацију и дисање. Либи и Ст. Онџ (Luby и St.Onge 1986 према Alter 1996) сматрају да плуг додатно врши компресију на крвне судове ка мозгу, горњем делу кичменог стуба и груди. Ј. Алтер (J.Alter 1983 према Alter 1996) је изнела хипотезу да ове вежбе могу постепено довести до повреде костију врата. Када су кости иритиране ношењем терета којег не би требало, одговор тела је слање калцијума што доводи до његовог нагомилавања. Литература не садржи доказе за ову хипотезу (Alter 1996). Већи проблем при примени свеће и плуга може бити повређивање зглобова пршљенова. Бројна истраживања (J.Alter 1983, Beaulieu 1981, Luby & St.Onge 1986, Shyne 1982, Tyne & Mitchell 1983 према Alter 1996) сматрају да плуг може додатно изазвати повећан ризик од цепања спиналних лигамената, повреду ишијачног нерва и хернију диска. Старост се такође јавља као чинилац који утиче на ризик од повређивања. Деца иако покретљвија могу се лако повредити нарочито услед недостатка дисциплине. Код одраслих са старошћу смањује се обим покрета и јављају се квалитативне и квантитативне промене. У њих спадају смањење садржаја воде у nucleus pulosus (Puschel 1930 према Alter 1996) и повећање количине колагена, а смањење еластичних влакана. Ове промене доводе до већег ризика од повређивања.

Најбољи начин да се смањи ризик од повређивања је постепено учење правилног извођења вежби. Нагласак мора бити на развијању довољне снаге да се подупре тежина тела и развијању одговарајуће покретљивости ради издржавања напетости која се ствара при оваквим истезањима (Alter 1996). Неки спортови не могу да избегну примену плуга. У те спортове и дисциплине спадају атлетика, рвање, џудо и одређене борилачке вештине (Alabin & Krivonosov 1987, Krejci & Koch 1979 према Alter 1996). Примена ових вежби у већини кондицијских програма је непотребна, а у случају примене треба им приступити постепено, намерно и технички тачно (B.Anderson 1978, Fitt 1988, Luby & St.Onge 1986, Peters & Peters 1983, Pollock & Wilmore 1990 према Alter 1996).

Да ли је потребно да ове контраверзне вежбе буду уврштене у тренинг покретљивости? Разлике у одговорима постоје. Лубел (Lubell 1989 према Alter 1996) је на ово питање тражио одговор од стручњака. Херолд Б. Фолс (Harold B.Falls) професор биомедицинских наука на Југозападном државном униврзитету Мизури и Џејмс Г. Герик (James G.Garrick) ортопед и директор Центра за спортску медицину болнице Св. Фрањо у Сан Франциску слажу се да не постоје потпуно забрањене вежбе. Велики аргумент за примену ових контраверзних вежби носе телесни и технички захтеви и правила одређених спортова и дисциплина (Alter 1996). Уврштавање контраверзних вежби у тренинг потребно је сагледати управо кроз наочаре наведене у претходној реченици.



Слика 30.



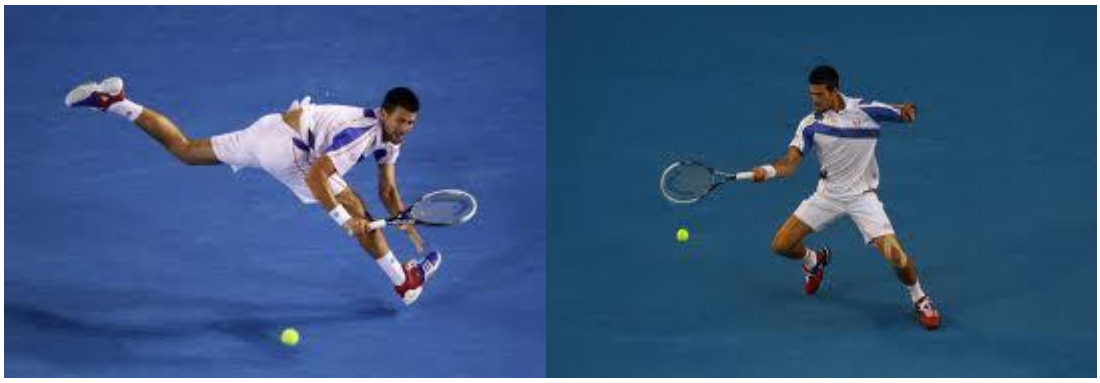
Слика 31.

Слика 32.

8. ФУНКЦИОНАЛНИ АСПЕКТИ ПОКРЕТЉИВОСТИ

Покретљивост је опште призната као један од главних чинилаца у спретним покретима (Garhammer 1984 према Alter 1996). Одређене способности могу бити ефикасније унапређење намерним смањењем или повећањем амплитуде покрета у одређеним зглобовима док се не достигне одговарајућа покретљивост (Hebbelinck 1988, Sigerseth 1971 према Alter 1996). Са естетске стране покретљивост је дефинитивно неопходна за спретне покрете. Ефекат покретљивости на спортске перформансе може бити очигледан или суптилан. Одлична покретљивост је очигледно потребна у спортовима као што су скокови у воду, балет, ритмичка гимнастика, уметничко клизање или гимнастика. Ове дисциплине поседују естетску компоненту и одговарајућа покретљивост унапређује перформансе јер је део бодовног система (Stone & Kroll 1986 према Alter 1996). Управо покретљивост омогућава спортисти да изводи покрете наизглед лако, глатко, грациозно и потпуно слободно. Покретљивост може довести до значајне разлике између просечних и врхунских перформанси.

Покретљивост је значајан биомеханички параметар у спретним покретима. У тенису већа амплитуда покрета омогућава примену сила преко већих дужина и дужим периодима времена (Alter 1996). Већа амплитуда у гимнастици повећава убрзања, енергију и моменте укључене у телесним перформансама (Ciullo & Zarins 1983 према Alter 1996). Додатна покретљивост може бити потребна у продужењу контракција које се јављају непосредно пре активних мишићних контракција. Већа амплитуда омогућава веће истезање. Непосредно истезање мишића пре њихове активности омогућује већу ефикасност јер се еластична енергија складишти у мишићу за време истезања, а испољава се у надолазећем скраћењу мишића (Asmussen & Bonde-Petersen 1974, Boscoe, Tarkka & Komi 1982, Ciullo & Zarins 1983 према Alter 1996). Како неки спортови захтевају одређену величину покретљивости, други показују потребу за одређеним степеном крутости. Оберг (Oberg 1993 према Alter 1996) наводи пример у коме су рукометаши тестирани на снагу бутних мишића, скочности и покретљивости пре и након сета вежби истезања. Резултати су показали да је истезање утицало негативно на обртни момент ексцентричних контракција и скочност. Значајно је нагласити да истезање треба бити скројено према потребним перформансама.



8.1. Трчање

Циљ трчања је прелаз дистанце за најкраће време, а брзина је производ дужине и фреквенције корака. Максимална ефикасност трчања зависи од односа дужине и фреквенције, а они зависе од тежине, грађе, снаге, координације и покретљивости тркача (Dyson 1977 према Alter 1996). Једно од објашњења како покретљивост смањује време трчања заснива се на замисли да већа мобилност доводи до веће дужине корака, а то ће заузврат довести до бољих перформанси (Burke & Humphreys 1982 према Alter 1996). Биомеханички повећање покретљивости и повећање дужине корака уз непромењене остале параметре требало би да смањи време трчања. Дужина корака требало би да зависи од брзине, угла и висине центра гравитације тркача (Steban & Bell 1978 према Alter 1996); убрзања угла између бутина у моменту првог додира тла (Kunz & Kaufmann 1980 према Alter 1996); мобилности кука и покретљивости доњих удова (Bush 1978 према Alter 1996) и јачини ногу тркача (Bush 1978, Dyson 1977, Robinson et al. 1974 према Alter 1996).

Јаке ноге значе јаче одбијање од тла са сваким кораком, а то доводи до веће дужине корака. Овакав начин продужења корака је најефикаснији јер не нарушава механичку ефикасност трчања. Овим се обезбеђује да се стопало ноге ослонца налази испод тркачевог центра равнотеже (Steban & Bell 1978 према Alter 1996). Унапређење дужине корака ванским истезањем доводи до прекорачења што доводи до кочења при сваком кораку, смањења фреквенције и споријег времена (Ecker 1971, Robinson et al. 1974 према Alter 1996). Важан фактор који утиче на дужину корака је степен преласка ноге преко средишне линије тела тркача, а оно може бити везано за покретљивост. Овај феномен се назива асиметрична активност ногу. Претпоставка од стране Пришард (Prichard према Cailliet 1991 према Alter 1996) је да величина овог прелаза може знатно продужити дужину која се претрчи. Пришард (Prichard према Brant 1987 према Alter 1996) сматра да прелаз може настати комбинацијом разлике у дужини ногу, мањка покретљивости адуктора и обртног момента трупа. Пришард (Prichard) сматра да је обртни момент трупа превасходно последица мањка покретљивости у раменима, а унапређењем покретљивости смањује се момент и унапређују перформансе. Превелики покрети рукама преко трупа, као последице крутости у раменима, могу довести до потенцијалне повреде колена и доњих удова (Brant 1987, Cailliet 1991, Prichard 1984, Volkov и Milner 1990 према Alter 1996). Пре доношења коначног суда о асиметрији додатна истраживања су потребна.

Други начин како покретљивост помаже унапређењу времена трчања је кроз повећање брзине тркача. То се постиже повећањем опсега током кога је мишићна сила примењена (Tolsma 1985 према Alter 1996). Он је идентификовао четири мишићне групе чија већа покретљивост повећава опсег. То су плантарни флексори скочног зглоба, дорзални флексори скочног зглоба, квадрицепс и глутеус. Предност развоја покретљивости је смањење мишићних и пасивних сила које се опиру кретању (de Vries 1963, Tolsma 1985 према Alter 1996). Зна се да пасивно истезање мишића доводи до постепеног раста сила које се одупиру истезању. Што је мишић флексибилнији то ће се отпор јављати касније при покрету (Tolsma 1985 према Alter 1996). За последицу резултантна сила у агонисту биће већа без већег или додатног утрошка енергије и промовисати локалну издржљивост (Kulakov 1989, Tolsma 1985 према Alter 1996). Пасивна напетост се смањује истезањем без обзира на покретљивост појединца (Toft et al.
1989 према Alter 1996).

Колико је покретљивости оптимално за ефикасност трчања? Постоји мало података о амплитудама покрета потребним за различите атлетске активности (Hubley-Kozey & Stanish 1990 према Alter 1996). Сматра се да тркачи немају потребу покретљивости већу од гимнастичара. При нормалном тркачком кораку када се јавља флексија у куку она се јавља и у колену. То значи да тркачима није потребна екстремна покретљивост задње ложе (Tolsma 1985 према Alter 1996). Prichard према Brant (1987 према Alter 1996) сматра да за трчање без превеликог отпора меког ткива мора се поседовати покретљивост толика да угао између флексије предње и екстензије задње ноге треба износити најмање 90° за рекреативце и најмање 100° за такмичаре. Додатна истраживања су неопходна да би се наведене претпоставке о угловима потврдиле или оповргле.

8.2. Пливање

Брзина пливања је производ просечне дужине завеслаја и просечне фреквенције завеслаја (Hay 1985 према Alter 1996). У пливању покретљивост такође може смањити време и повећати брзину пливања. Левин (Lewin 1979 према Alter 1996) је нашао да опсег примене силе мора бити важан у скочном зглобу, куку, кичменом стубу, раменима и коленима. За пливање важи исто као код трчања да развој покретљивости утиче на смањење мишићних и пасивних сила које се опиру покрету. Треба нагласити да су пливачи пре превише покретљиви него недовољно покретљиви (Falkel 1988 према Alter 1996). Марино (Marino 1984 према Alter 1996) цитира Даглас (Douglas 1980) који наводи да су тренери пливања опседнути уништавањем антеријалне капсуле рамена кроз примену опасних пасивних вежби истезања. Марино (Marino 1984 према Alter 1996) сматра да тренери морају да праве разлику између покретљивости и лабавости капсуле. Мањак података о оптималним амплитудама значи да тренери треба да се ослоне на лично искуство, знање о одређеном спорту и литературу при одређивању потребне покретљивости

8.3. Бацања

Способност бацања потиче од раног детињства (Corbin 1980 према Alter 1996). Бун (Bunn 1978 према Alter 1996) сматра да је бацање други најмасовнији елемент у спорту иза трчања. Етвотер (Atwater 1979 према Alter 1996) потврдио је хипотезу да је угао бацања између руке и трупа у бацању копља, тенису, америчком фудбалу, бејзболу и рукомету приближно исти. Покретљивост је витални фактор у бацачким перформансама. Укратко већи опсег покрета дозвољава веће истезање мишића и већу производну силу. Анализа понављајућег бацања показује да постоје потенцијалне промене у јачини рамена, амплитуде покрета и телесне деформације. Кук и сар.(Cook et al. 1987 према Alter 1996) су у свом истраживању нашли повећану екстерну ротацију код доминантне руке. Брзина бацања има високу корелацију са екстерном ротацијом рамена (Sandstead 1968 према Alter 1996). Коен и сар.(Cohen et al. 1994 према Alter 1996) демонстрирали су да доминантна флексија шаке, доминантна предња флексија рамена и доминантна интерна ротација рамена при 0° абдукције корелира са брзином сервиса у тенису. Повећање екстерне ротације и смањење интерне ротације на доминантној страни рамена нађено је код тенисера (Chandler et al. 1990 према Alter 1996). Ова адаптација се јавља јер се раме истеже до екстрема при екстерној ротацији и абдукцији за време задњег замаха приликом сервиса (Chinn, Priest & Kent 1974 према Alter 1996). Понављање увреда и микротраума кроз године тренинга могу изазвати фиброзне промене у капсули и лигаментима постералног рамена где су сконцентрисани стресови настали тренингом. Ове фиброзне промене одржавају

општу стабилност зглобне структуре и смањују пун опсег интерне ротације (Chandler et al. 1990 према Alter 1996). Абердем и Јонсен (Aberdeem & Joensen 1986 према Alter 1996) нашли су да је код десноруких десна екстерна ротација већа у десном рамену, а лева интерна у левом рамену. Најчешће промене у рамену су хипертрофија и депресија. Депресија, тениско раме, настаје када мишићи подизачи рамена, рамена капсула, лигаменти и тетиве се репетативно истежу преко уобичајене дужине за време сервиса или смеча (Priest 1989, Priest & Nagel 1976 према Alter 1996). Теоретски неуспех у развоју довољне покретљивости или снаге довешће до смањења перформанси и веће вероватноће повређивања.

8.4. Рвање

Значај покретљивости за рвање је превасходно теоретски. Шарат (Sharratt 1984 према Alter 1996) сматра да покретљивост у куку и ногама омогућава рвачу да спусти центар гравитације у дефанзивној позицији. Покретљивост омогућава рвачу да се "деформише" довољно да избегне цепање ткива као и да се извуче из онеспособљавајуће позиције (Kreighbaum & Barthels 1985 према Alter 1996). Боља покретљивост омогућава рвачу да боље обавије тело око противника (Kreighbaum & Barthels 1985 према Alter 1996). Сонг и Гарви (Song & Garvie 1980 према Alter 1996) нашли су да нема значајног односа између покретљивости и тежинских класа. Покретљивост се веома практикује и у сумо рвању јер оно захтева велику брзину и агилност (Alter 1996).

8.5. Дизање тегова

Постоји мањак доказа у вези ефекта тренинга оптерећења (тегови) на покретљивост и већина је недефинитивна (Wickstrom 1963 према Alter 1996). Теоретски поред смањења ризика од повреда сматра се да развој покретљивости и истезање унапређује перформансе дизача тегова олакшавајући примену одговарајуће технике и унапређује мишићну хипертрофију и снагу. Добра покретљивост, при подизању шипке, помаже у егзекуцији техничких елемената неопходних за стварање стабилне технике у класичним вежбама (Dvorkin 1986 према Alter 1996). Већа покретљивост код жена омогућава им да брже науче технику дизања тегова него мушкарцима (Giel 1988 према Alter 1996). Већи значај има концензус стручњака да без одговарајуће покретљивости трзај не може да се изведе безбедно. Пуна покретљивост рамена за екстерну ротацију обезбеђује дизачу да спољним ротирањем удаљи тег и спречи евентуално изазивање повреде (Burgener 1991, Dvorkin 1986 према Alter 1996).

Поред покретљивости у раменима дизачима је потребна и покретљивост кичме и лактова. Без навођења података Воробјев(Vorobiev 1987 према Alter 1996) сматра да постоји велика корелација између покретљивости кичменог стуба и величине подигнутог терета у трзају, а да недовољна покретљивост не дозвољава добро закључавање шипке са теретом. Поред наведених квадрицепс, адуктори и ахилова тетива захтевају постојање веће покретљивости (Webster 1986 према Alter 1996).

9. ЗАКЉУЧАК

Сва претходно наведена разматрања дају нам могућност да се одредимо према значају покретљивости у простору кондицијске припреме спортиста. За стручњаке који сматрају да није неопходно развијати и одржавати покретљивост методе за развој исте неће изазвати значајну пажњу нити постоји велика могућност да се утиче на промену става код тих стручњака. Са друге стране, методе за равој покретљивости са својим разним техникама, пружиће додатну стваралачку могућност у раду за стручњаке који сматрају да сваки спортиста мора поседовати одговарајући степен покретљивост код себе за спорт којим се бави.

Који метод је најефикаснији за развој покретљивости у простору кондицијске припреме спортиста? Подаци добијени до сада спроведеним истраживањима говоре да је примена проприоцептивне неуромускуларне фацилитације најефикаснији начин за развијање покретљивости. Ови подаци потврђују да је значај проприоцептивне неуромускуларне фацилитације за развој покретљивости велики. На основу истраживања може се претпоставити када и где значај проприоцептивне неуромускуларне фацилитације долази до изражаја. За спортисте најоптималнији период за примену проприоцептивне неуромускуларне фацилитације је прелазни период и почетак припремног периода. Примену техника проприоцептивне неуромускуларне фацилитације требало би избегавати непосредно пре тренинга и током загревања јер негативно утиче на испољавање брзине и снаге. За време такмичарског периода најпожељније је користити ПНФ технике за увод, опоравак и растерећење у такмичарском микроциклусу. Сваки спортиста може користити ПНФ постепено за развој покретљивости, али највећа примена ове методе остариће се у спортовима чија структура захтева велике, граничне и близу екстремне степене покретљивости. За сваког спортисту и тренера ПНФ метода са својим техникама представља значајан извор изнијансираних могућности за унапређење покретљивости.

10. ЛИТЕРАТУРА

1. Alter, M. (1996). *Science of flexibility*. Champaign IL: Human Kinetics

2. Anderson, B. (1975). *Stretching*. IL Champaign: Human kinetics

3. Burke, D.G. Holt L.E., Rasmussen R., MacKinnon N.C., Vossen J.F. & Pelham T.W. (2001). Effect of hot or cold water immersion and modified proprioceptive neuromuscular facilitation flexibility exercise on hamstring length. *Journal of Athletic Training 36*(1):16-19

4. Cornelius, W.L. & Hands M.R. (1992). The effects of a warm-up on acute hip joint flexibility using a modified PNF stretching technique. *Journal of Athletic Training 27*(2):112-114

5. Erikson, H.P. (1994). Reverseible unfolding of fibronectin type III and immunoglobulin domains provides the structural basis for stretch and elasticity of titin and fibronectin. *Proc. Natl. Acad. Sci. 91*:10114-10118

6. Feland, J.B. & Marin H.N. (2004). Effect of submaximal contraction intensity in a contract-relax proprioceptive neuromuscular facilitacion stretching. *British Journal of Sports Medicine 38*:18

7. Gao, M., Lu H. & Schulten K. (2001). Simulated refolding of stretched titin immunoglobulin domains. *Biophysical Journal 81*:2268-2277

8. Gao, M., Wilmanns M. & Schulten K. (2002). Steered molecular dynamics studies of titin I1 domain unfolding. *Biophysical Journal 83*:3435-3445

9. Giordano, N.C., Sikora D. & Jones A. (2005). PNF stretching and its effects on maximal exertion exercises. *J. Undergrad. Kin. Res. 1*(1):16-22

10. Herzog, W., Schachar R. & Leonard T.R. (2003). Characterization of the passive component of force enhancement following active stretching of skeletal muscle. *The Journal of Experimental Biology 206*, 3635-3643

11. Ho, C-Y., Stromer M.H. & Robson R.M. (1996). Effect of electrical stimulation on postmortem titin, nebulin, desmin and troponin-T degradation and ultrastructural changes in bovine longissimus muscle. *J. Anim. Sci. 74*:1563-1575

12. Horowits, R. (1992). Passive force generation and titin isoforms in mammalian skeletal muscle. *Biophysical Journal 62*: 392-398

13. Klimov, D.K. & Thirumalai D. (1999): Stretching single-domain proteins phase diagram and kinetics of force-induced unfolding. *Proc. Natl. Acad. Sci. 96*: 6166-6170

14. Kofotolis, N. & Kellis E. (2006). Effects of two 4-week PNF programs on muscle indurance, flexibility and functional performance in women with chronic low back pain. *Physical Therapy 86*(7): 1001-1012

15. Kofotolis, N. Vrabas I.S., Vamvakoudis E., Papanikolaou A. & Mandroukas K. (2005). Proprioceptive neuromuscular facilitacion training induced alterations in muscle fibre type and cross sectional area. *British Journal of Sports Medicine 39*:11-

16. Koprivica, V. (2001). *Osnove sportskog treninga*. Beograd : FSFV

17. Kruz, T. (1987). *Stretching scientifically*: guide to flexibility training. Indipendent publisher group

18. Lee, E.H., Hsin J., Mayans O. & Schulten K. (2007). Secondary and tertiary structure elasticity af titin Z1Z2 and a titin chain model. *Biophysical Journal*

19. Lu, H. & Schulten K. (2000). The key event in force induced unfolding of titins immunoglobulin domains. *Biophysical Journal 79*:51-65

20. Lu, H., Isralewitz B., Krammer A., Vogel V. & Schulten K. (1998). Unfolding of titin immunoglobulin domains by steered molecular dynamics simulations. *Biophysical Journal 75*:662-671

21. Marek, S.M., Cramer J.T., Louise Fincher A., Massey M.M., Dangelmaier S.M., Purkayastha S., Fitz K.A. & Culbertson J.Y. (2005). Acute effects of static and proprioceptive neuromuscular facilitacion stretching on muscle strength and power output. *Journal of Athletic Training 40*(2):94-103

22. Mayer, J., Pederson A. & Simons K. (2005). Effect of PNF stretching on flexibility in division 3 female collegiate soccer players. *J. Undergrad. Kin. Res. 1*(1):1-8

23. Nathan, D., Duong N-H. & Lacks D.J. (2006). Stretching the Immunoglobulin 27 domain. *Biophysical Journal*

24.Nave, R., Furst D.O. & Weber K. (1989). Visualization of the polarity of isolated titin molecules. A single globular head on a long thin rod as the M band anchoring domain. *The Journal of Cell Biology 109*:2177-2187

25. Nikolic, Z. (2003). *Fiziologija fizičke aktivnosti*. Beograd: FSFV

26. Paci, E. & Karplus M. (2000). Unfolding proteins by external forces and temperature. The importence of topology and energetics. *Proc. Natl. Acad. Sci. 97*(12): 6521-6526

27. Pecina, M. (1992).*Vježbe istezanja*. Zagreb: Globus

28. Pollack, G.H. (1990). *Muscles and molecules*. Uncovering the principles of biological motion. Seattle: Ebner and Sons

29. Rief, M., Gaute,l M., Schemmel A. & Gaub H.E. (1998). The mechanical stability of immunoglobulin and fibronectin III domains in the muscle protein titin measured by atomic force microscopy. *Biophysical Journal 75*:3008-3014

30. Spernoga, S.G., Uhl T.L., Arnold B.L. & Gansneder B.M. (2001). Duration of maintained hamstring flexibility after a one time modified hold-relax stretching protocol. *Journal of Athletic Training 36*(1):44-48

31. Stefanovic, Đ. i Jakovljevic, S. (2004). *Tehnologija sportskog treninga*. Beograd: FSFV

32. Stefanovic, Đ. (2006). *Teorija i praksa sportskog treninga*. Beograd: FSFV

33. Stojiljkovic, S. (2005). *Fitnes*. Beograd: FSFV

34. Surburg, P.R. & Schrade,r J.W. (1997). Proprioceptive neuromuscular facilitacion techniques in sports medicine. A reassessment. *Journal of Athletic Training 32*(1):34-39

35. T.W. (2001). Effect of hot or cold water immersion and modified proprioceptive neuromuscular facilitation flexibility exercise on hamstring length. *Journal of Athletic Training 36*(1):16-19

36. Tatsuline, P. (2001). Relax into Stretch: instant flexibility trought mastering muscle tension temperature. The importence of topology and energetics. *Proc. Natl. Acad. Sci. 97*(12): 6521-6526

37. Trombitas, K. Greaser, M. Labeit S., Jin J-P., Kellermayer M., Helmes M. & Granzier H. (1998). Titin extensibility in situ. Entropic elasticity of permanently folded and permanently unfolded molecular segments. *The Journal of Cell Biology 140*(4):853-859

38. Zeljackov, C. (2004). *Kondicioni trening vrhunskih sportista*. Beograd: Sportska akademija

ПРИЛОГ

Пример 1: Извођење технике контакт релаксација (Слике 1, 2 и 3).

Слика 1 .

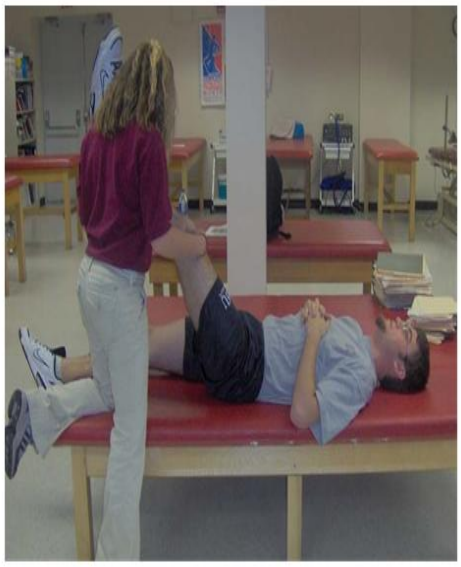
Слика 2.

Слика 3.

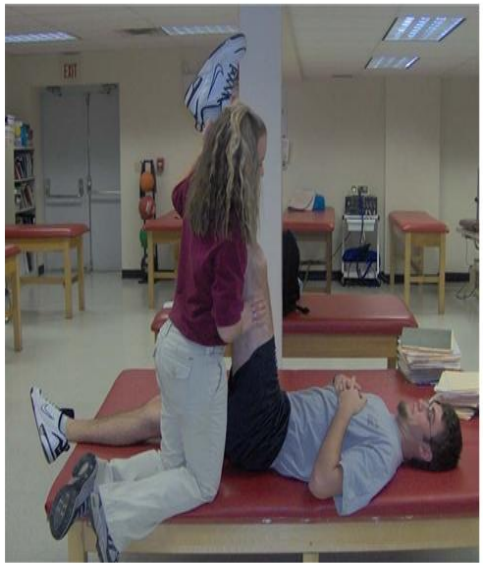
Пример 2: извођење технике Споро враћање задржи релаксирај (Слике 4-7):

Слика 4.

Слика 6 .



Слика 5.



Слика 7.

Пример 3: Положаји за ПНФ истезање одређених мишића или група мишића (Слике 8-17).

Слика 8. (m.gluteus maximus)

Слика 9. (m.piriformis, m.quadratus femoris, m.erector spinae)

Слика 10. (m.latissimus dorsi, m.teres major, m.triceps brachii дуга глава)

Слика 11. (m.triceps brachii, m.latissimus dorsi, m.teres major)

Слика 12. (мишићи задње ложе бута, m.erector spinae)

Слика 13. (m.piriformis, m.quadratus femoris, m.erector spinae)

Слика 14. (m.gluteus maximus)

Слика 15. (m.gluteus medius, m.gluteus minimus, m.erector spinae)

Слика 16. (мишићи задње ложе бута)

Слика 17. (m.rectus femoris, m.quadriceps)

Слика 18.(abdominals)

Слика 19.(side abdominals)

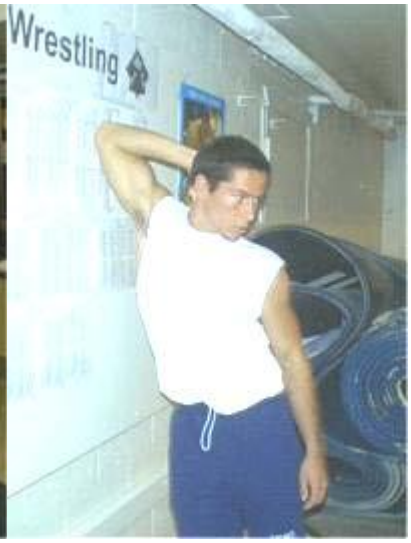
Слика 20.(hip stretch)

Слика 21. (groin stretch)

Слика 22.(hamstring)

Слика 23.(Hip flexors)

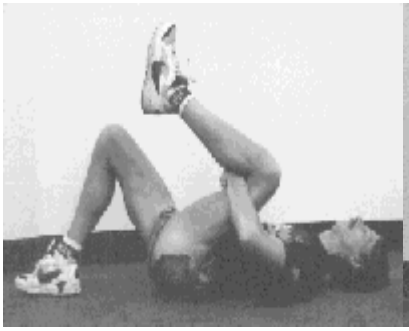
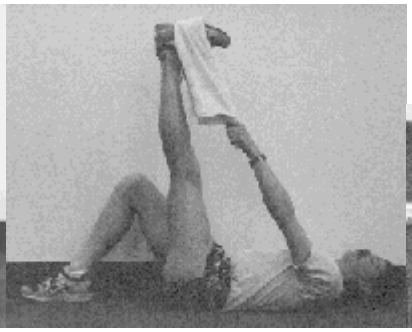
Слика 24.(Quadricepcs) Слика 25.(Calf stretch) Слика 26.(Trunk rotation)



Слика 27.(Wrist extensors) Слика 28.(Levator scapulae)

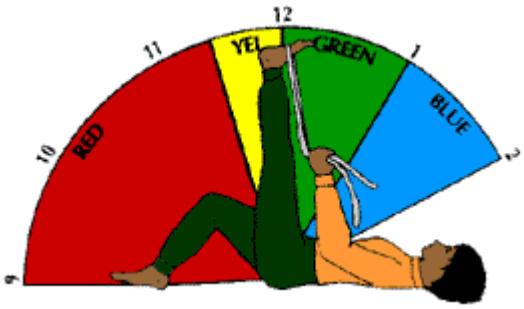
Слика 29. (Wrist flexors) Слика 30.(Pectoralis major and minor) Слика 31.(Neck extension)

Слика 32.(Neck side flexion)

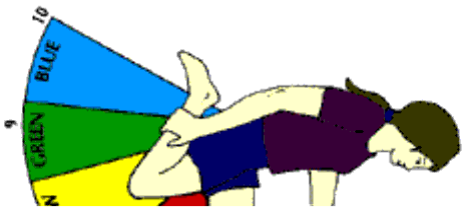
Слика 33.(Lower back muscles) Слика 34.(Hamstring muscles) Слика 35.(Outer hip muscles)

Слика 36.(Gastrocnemius and soleus) Слика 37.(quadriceps) Слика 38.(Hip flexors muscles)



Слика 39.

Range	Position on Clock	Degree of Range of Motion
Red Range Too Light	9:00–11:30	0°–75°
Yellow Range Normal	11:30–12:00	75°–90°
Green Range Elite athlete	12:00–1:00	90°–120°
Blue Range Hypermobile	1:00–2:00	120°–150°



Слика 40.

Range	Position on Clock	Degree of Range of Motion
Red Range Too tight	6:00–7:30	0°–45°
Yellow Range Normal	7:30–8:30	45°–75°
Green Range Elite athlete	8:30–9:15	75°–97.5°
Blue Range Hypermobile	9:15–10:00	97.5°–120°