

**CORRIENTE RUSA VERSUS ESTIMULADOR DE ALTO VOLTAJE
EN MALALINEAMIENTO PATELOFEMORAL**

JOHANNA PATRICIA URREGO L.

TARYN WINSTON V.

**Tesis para optar al título de
fisioterapeuta**

Directoras

MARIA CONSTANZA TRILLOS

AYDEE LUISA ROBAYO

Fisioterapeutas

FUNDACION ESCUELA COLOMBIANA DE REHABILITACION

FACULTAD DE FISIOTERAPIA

AREA OSTEOMUSCULAR

2000

Nota de aceptación

Presidente del jurado

Jurado

Jurado

Santafé de Bogotá, D.C. (____, ____, _____)

***Dedico con gran cariño esta tesis
a Dios por tenerme siempre en sus manos.***

***A mis padres por sus grandes esfuerzos
y brindarme siempre lo mejor.***

***A mis hermanas por darme ánimos en
los momentos de angustia.***

***A mis amigos del alma por brindarme
su apoyo incondicional,***

***A Taryn por ser una excelente
amiga y compañera de trabajo,***

Y a ti Andy por tu cariño y paciencia.

Dedico este trabajo a quien ha estado conmigo

Y a hecho posible este sueño Dios,

A mis padres por su constante apoyo y comprensión,

***A mi hermana que aunque físicamente no me acompaña se que ha
estado siempre aquí,***

A mis abuelos por su tiempo y sus consejos,

A mi compañera de tesis y su familia

Por los días y noches que me recibieron con cariño en su casa.

AGRADECIMIENTOS

Las autoras expresan sus agradecimientos a:

María Constanza Trillos Chacon. Fisioterapeuta, Directora temática de la investigación y Coordinadora del servicio de Fisioterapia de CAFAM IPS (Chapinero), por su constante apoyo, orientación y motivación durante este proceso.

Aydee Luisa Robayo T, Fisioterapeuta, Directora metodológica de la investigación por sus valiosas orientaciones y su permanente colaboración.

CAFAM IPS, a sus coordinadores, fisioterapeutas y demás personas que laboran en el servicio de fisioterapia, por permitirnos realizar nuestra investigación en sus instalaciones.

INTERFISICA y a su gerente, Gloria Amparo Posada R, Fisioterapeuta por sus servicios.

A los pacientes por su compromiso con el trabajo.

TABLA DE CONTENIDO

	Página
INTRODUCCION	
1. PROBLEMA	20
1.1 DESCRIPCION	20
1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACION	20
1.3 JUSTIFICACION	20
1.4 DELIMITACION DE LA INVESTIGACION	22
1.5 OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN	22
1.5.1 Objetivo General	22
1.5.2 Objetivos específicos	22
1.6 PROPOSITOS	23
2. MARCO TEORICO	24
2.1 ANTECEDENTES	24
2.1.1 Antecedentes investigativos	24
2. 2 BASES TEORICAS	38
2.2.1 La rodilla	38
2.2.1.1 <i>Anatomía</i>	40

2.2.1.2 <i>Biomecánica</i>	74
2.2.2 La marcha	94
2.2.2.1 <i>Prerrequisitos de la marcha normal</i>	94
2.2.2.2 <i>Funciones fundamentales del ciclo de la marcha</i>	96
2.2.2.3 <i>Ciclo de la marcha</i>	97
2.2.2.2 <i>Funciones fundamentales de la rodilla durante los ciclos de la marcha.</i>	103
2.2.3 Malalineamiento Patelofemoral	104
2.2.3.1 <i>Hallazgos clínicos</i>	106
2.2.3.2 <i>Clasificación de las alteraciones femoro rotulianas</i>	108
2.2.3.3 <i>Tratamiento</i>	129
2.2.4 Electroterapia	132
2.2.4.1 <i>Efecto excitomotor</i>	138
2.2.4.2 <i>Terminología electroterapéutica</i>	158
2.2.4.3 <i>Puntos motores</i>	192
2.2.4.4 <i>Formas de corrientes</i>	194
2.2.4.5 <i>Fundamentos de las corrientes de baja y media frecuencia</i>	196
2.2.4.6 <i>Efectos de la electroterapia de frecuencia media</i>	214
2.2.4.7 <i>Fortalecimiento muscular por medio de corrientes eléctricas</i>	223

2.2.5 Corriente de Koth o estimulación rusa	234
2.2.6 Corriente de alto voltaje	243
2.3 VARIABLES	265
3. DISEÑO METODOLOGICO	266
3.1 TIPO DE INVESTIGACION	266
3.2 POBLACION DE ESTUDIO	266
3.3 INSTRUMENTOS Y TECNICAS EN LA RECOLECCION DE DATOS	269
3.4 PRUEBA PILOTO	270
3.5 TECNICAS PARA ANALISIS DE DATOS	271
4. PRESENTACIÓN Y ANALISIS DE RESULTADOS	278
4.1 DESCRIPCION DE RESULTADOS	278
4.2 ANALISIS Y DISCUSION DE RESULTADOS	284
4.3 CONCLUSIONES	308
4.4 DISCUSION	313
BIBLIOGRAFIA	316
ANEXOS	

LISTA DE TABLAS

	Página
Tabla 1. Funciones fundamentales del ciclo de la marcha.	96
Tabla 2. Clasificación de Insall de las alteraciones femoro rotulianas.	109
Tabla 3. Efectos de la corriente de baja frecuencia.	201
Tabla 4. Fibras tónicas y fásicas.	204
Tabla 5. Efectos de las corrientes de media frecuencia.	205
Tabla 6. Propiedades de las unidades motrices tónicas y fásicas	224
Tabla 7. Estructuras de fibras musculares de músculos únicos según Johnson.	225
Tabla 8. Propiedades de las neuronas motoras	228
Tabla 9 ^a Matriz de condiciones fisiocinéticas (dolor y posición al dormir).	285
Tabla 9b. Matriz de condiciones fisiocinéticas en cuanto a la relación de tipo de manejo con ángulo Q y atrofia.	285
Tabla 10. Matriz de evaluación pre –test en masa muscular.	286
Tabla 11. Matriz de evaluación post- test en masa muscular.	287
Tabla 12. Matriz de pérdidas y/o ganancias en masa muscular.	287

Tabla 13. Matriz de ganancias de masa muscular en pliegue inguinal.	292
Tabla 14. Matriz de ganancias de masa muscular en tercio superior.	292
Tabla 15. Matriz de ganancias de masa muscular en tercio medio.	293
Tabla 16. Matriz de ganancias de masa muscular en tercio inferior.	293
Tabla 17. Matriz de perdidas de masa muscular en pliegue inguinal.	294
Tabla 18. Matriz de perdidas de masa muscular en tercio superior.	294
Tabla 19. Matriz de perdidas de masa muscular en tercio medio.	295
Tabla 20. Matriz de perdidas de masa muscular en tercio inferior.	295
Tabla 21. Matriz de evaluación pre – test en ángulo Q.	296
Tabla 22. Matriz de evaluación post – test en ángulo Q.	297
Tabla 23. Matriz de pérdidas y/o ganancias en ángulo Q.	297
Tabla 24. Matriz de ganancias en ángulo Q.	299
Tabla 25. Matriz de perdidas en ángulo Q.	300
Tabla 26a. Matriz de perdidas en pliegue inguinal con relación a corrientes y características de los pacientes.	300
Tabla 26b. Matriz de perdidas en tercio superior con relación a corrientes y características de los pacientes.	301
Tabla 26a. Matriz de perdidas en pliegue inguinal con relación a corrientes y características de los pacientes.	302
Tabla 26b. Matriz de perdidas en tercio superior con relación a corrientes y características de los pacientes.	303

Tabla 26c. Matriz de perdidas en tercio medio con relación a corrientes y características de los pacientes.	304
Tabla 26d. Matriz de perdidas en tercio inferior con relación a corrientes y características de los pacientes.	304
Tabla 27a. Matriz de ganancias en pliegue inguinal con relación a corrientes y características de los pacientes.	305
Tabla 27b. Matriz de ganancias en tercio superior con relación a corrientes y características de los pacientes.	306
Tabla 27c. Matriz de ganancias en tercio medio con relación a corrientes y características de los pacientes.	306
Tabla 27d. Matriz de ganancias en tercio inferior con relación a corrientes y características de los pacientes.	306
Tabla 28. Matriz de ganancias del ángulo Q con relación a corrientes y características de los pacientes.	307
Tabla 29. Matriz de perdidas del ángulo Q con relación a corrientes y características de los pacientes.	308

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1. Fémur	40
Figura 2. Cóndilos del fémur.	40
Figura 3. Cóndilo externo del fémur	41
Figura 4. Cóndilo interno del fémur	43
Figura 5. Fosa intercondílea del fémur	43
Figura 6. Tibia	44
Figura 7. Tuberosidad de la tibia	45
Figura 8. Rótula	46
Figura 9. Base de la rótula	47
Figura 10. Cartílago rotuliano	47
Figura 11. Cartílago rotuliano vista lateral	48
Figura 12. Meniscos	48
Figura 13. Menisco interno cuerno anterior	50
Figura 14. Menisco interno cuerno posterior	51
Figura 15. Bolsa subcuadricipital	52

Figura 16. Bolsa subcuadricipital vista lateral	52
Figura 17. Grasa infrapatelar	53
Figura 18. Ligamentos colaterales	55
Figura 19. Ligamentos cruzados	57
Figura 20. Arteria tibial anterior	62
Figura 21. Nervio safeno externo vista lateral	63
Figura 22. Nervio safeno externo	63
Figura 23. Músculo bíceps femoral	64
Figura 24. Músculo bíceps femoral. Inserción	65
Figura 25. Músculo gemelo	65
Figura 26. Origen central de músculo gemelo	66
Figura 27. Origen medial de músculo gemelo	66
Figura 28. Músculo plantar	66
Figura 29. Origen de músculo plantar	67
Figura 30. Músculo poplíteo.	68
Figura 31. Músculo sóleo	69
Figura 32. Tendón del músculo cuádriceps	70
Figura 33. Rodilla	74
Figura 34. Articulación patelofemoral	76
Figura 35. Articulación femoro tibial	77
Figura 36. Ligamentos cruzados	91

Figura 37. Músculos de miembro inferior. Vista anterior	93
Figura 38. Tendón del cuadriceps	94
Figura 39. Plano sagital. Flexión y extensión de rodilla.	103
Figura 40. Transmisión de la membrana plasmática y la membrana postsináptica.	103
Figura 41. Representación gráfica del flujo unidireccional de partículas cargadas.	162
Figura 42 ^a . Corriente simétrica alterna	162
Figura 42b. Corriente asimétrica alterna	163
Figura 43. Corriente de pulso	164
Figura 44. Representación gráfica de pulsos monofásicos	165
Figura 45. Ondulación bifásica	166
Figura 46. Ondulación bifásica simétrica	166
Figura 47 ^a . Ondulación bifásica asimétrica balanceada	167
Figura 47b. Ondulación bifásica asimétrica no balanceada	168
Figura 48. Características de la corriente de pulso, dependientes del tiempo.	169
Figura 49. Tiempo de ascenso y descenso	170
Figura 50. Periodo para corriente alterna y de pulso	171
Figura 51. Características de la amplitud pico de la corriente de pulso alterno	172

Figura 52. Medida de la amplitud pico a pico	172
Figura 53. Corriente promedio por unidad de tiempo	173
Figura 54. Modulación de ondulación de corrientes de pulso	175
Figura 55. Una sucesión de pulsos	177
Figura 56 ^a . Un corte de pulso	177
Figura 56b. Un corte de corriente alterna	178
Figura 57. Intersección y adición de dos o más ondas senoidales	180
Figura 58. Ciclo de funcionamiento	182
Figura 59a. Aplicación de un electrodo monopolar	185
Figura 59b. Aplicación de un electrodo bipolar	186
Figura 60 ^a . Puntos motores musculares	193
Figura 60b. Puntos motores nerviosos	195
Figura 61. Deporte y corriente rusa	236
Figura 62. Modulación de pulsos en corriente rusa	238
Figura 63. Curvas de Howson	261
Figura 64. Huso neuromuscular	264
Figura 65. Medición de atrofia	276
Figura 66. Angulo Q.	276

TABLA DE GRAFICAS

	Página
Gráfica 1. Distribución de la población según género	267
Gráfica 2. Distribución poblacional según la edad	268
Gráfica 3. Distribución poblacional según ocupación	268
Gráfica 4. Tipo de dolor	278
Gráfica 5. Motivo de dolor	279
Gráfica 6. Tipo de actividad	280
Gráfica 7. Posición al dormir	280
Gráfica 8. Unidades de masa corporal	281
Gráfica 9. Tipos de diagnóstico	282
Gráfica 10. Tiempo de cronicidad	283
Gráfica 11. Tipo de manejo	284
Gráfica 12. Resultado final de la atrofia con estimulador de alto voltaje	288
Gráfica 13. Resultado final de la atrofia con corriente rusa	290
Gráfica 14. Angulo Q con alto voltaje	298
Gráfica 15. Angulo Q con corriente rusa	299

TABLA DE FOTOS

	Página
Foto 1. Artroscopia de rodilla	49
Foto 2. Potenciación muscular con corriente rusa	235
Foto 3. Fortalecimiento muscular isométrico	262
Foto 4. Utilización de cincha elástica tipo thera-band para el fortalecimiento del cuadriceps	263
Foto 5. Forte CPS STIM 200 Combo	272
Foto 6. Estimulador de alto voltaje	273
Foto 7. Colocación de electrodos	273
Foto 8. Trabajo en colchoneta	274
Foto 9. Trabajo en camilla	275
Foto 10. Mediciones del ángulo Q.	277
Foto 11. <i>Body Mass Index Calculator</i>	281
Foto 12. Estiramiento de psoas	346
Foto 13. Estiramiento de isquiotibiales	346
Foto 14. Estiramiento de psoas en bípeda	346

Foto 15. Estiramiento de isquiotibiales en bípeda	346
Foto 16. Técnica de Delorme	347
Foto 17. Técnica de Delorme asistida	347
Foto 18. Ejercicio con balón	347
Foto 19. Ejercicio diario con rodilla en extensión	348
Foto 20. Ejercicio diario con rodilla en extensión (diagonal)	348
Foto 21. Ejercicio isométrico de cuádriceps	348
Foto 22. Ejercicio con banquito	349
Foto 23. Ejercicio con almohada sin apoyo de pared.	349
Foto 24. Ejercicio con almohada con apoyo de pared.	349
Foto 25. Ilustración de aplicación de corriente.	350
Foto 26. Ilustración de aplicación de corriente	350

TABLA DE ANEXOS

	Página
Anexo A. Primer instrumento de evaluación	322
Anexo B. Instrumento definitivo de evaluación	326
Anexo C. Copia en blanco del permiso formal escrito	329
Anexo D. Protocolo de intervención	341
Anexo E. Control diario de intervención	351
Anexo F. Variables	351

INTRODUCCIÓN

En los contenidos que se van a presentar, el lector verá en esta investigación, la metodología, hallazgos y marco teórico que soporta la realización de la misma.

La importancia de este trabajo, es que promueve el avance en la investigación de temas tan importantes como lo es la aplicación terapéutica de corrientes eléctricas, como un método de tratamiento en el malalineamiento patelofemoral.

Ofrece al lector, ampliar sus conocimientos del tema, que aquí se trata, creando una inquietud en cuanto a la profundización de este.

Esta investigación fue realizada durante el año 2000 con el fin de optar el título de fisioterapeutas de la Universidad Escuela Colombiana de Rehabilitación.

1. EL PROBLEMA

1.1 DESCRIPCIÓN

Corriente rusa versus estimulador de alto voltaje en malalineamiento patelofemoral.

1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es la diferencia en los resultados sobre la atrofia y ángulo Q, en aplicación de corriente rusa versus estimulador de alto voltaje en el tratamiento del malalineamiento patelofemoral?

1.3 JUSTIFICACIÓN

Los investigadores no encontraron trabajos investigativos que respondieran esta duda que nació en las prácticas clínicas con el paciente de malalineamiento patelofemoral, al igual que en el tratamiento con corrientes. Por tanto los investigadores pretendieron afianzar conocimientos en el área osteomuscular y en la utilización de electroterapia; de tal manera se pretendió incentivar la realización de trabajos investigativos con el fin de profundizar estudios basados en la utilización de corrientes como medio terapéutico, de esta forma buscar que la facultad de fisioterapia de la ECR sea líder en investigación de temas de interés para el gremio fisioterapéutico.

Con esta investigación se buscó dar una alternativa eficaz de tratamiento con electroterapia en malalineamiento patelofemoral, teniendo en cuenta que esta entidad se presenta con alta frecuencia, además es importante establecer que al definir cual de los métodos utilizados es el más efectivo en el tratamiento de la patología, se dieron pautas para la toma de decisiones acerca de la adquisición de aparatos de electroestimulación para disminuir costos y aumentar beneficios no sólo económicamente sino terapéuticamente, ya que se ofrecerán tratamientos integrales, con resultados satisfactorios en cuanto a la recuperación del paciente y tiempo de tratamiento.

Con el fortalecimiento del cuádriceps se pretendió mejorar la miokinemática para optimizar las condiciones artrokinemáticas y disminuir el desbalance muscular, y el dolor presente en el malalineamiento patelofemoral; así mismo se pretendió disminuir y evitar la atrofia muscular, y potencializar la funcionalidad de la rodilla.

Educando al paciente en cuanto a su patología y los cuidados que debe tener, se logró un mayor grado de bienestar y funcionalidad.

Para la realización de esta investigación se contó con el apoyo logístico de CAFAM IPS (Calle 51) así mismo con los aparatos de electroestimulación; y los pacientes que se requirieron para el estudio. Estas condiciones facilitaron la puesta en marcha de este trabajo; el cual sirvió como material de consulta tanto a

estudiantes como a profesionales de fisioterapia, y como instrumento para obtener el grado como profesionales en esta carrera.

1.4 DELIMITACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

- **Espacial:** Este estudio fue realizado en los consultorios de fisioterapia de las instalaciones de CAFAM IPS calle 51 CR 16 51 – 36, teléfono 3105111 (Sede chapinero).
- **Cronológica:** Se trabajo con los pacientes que acudieron al servicio de fisioterapia, en un periodo comprendido del 15 de julio al 11 de septiembre del año 2000.
- **Conceptual:** La población estudio fue remitida por el Servicio de Ortopedia con diagnóstico de malalineamiento patelofemoral.

1.5 OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.5.1 Objetivo General: Comparar los resultados en la aplicación de corrientes rusa versus estimulador de alto voltaje en los ítems de atrofia y ángulo Q en malalineamiento patelofemoral.

1.5. 2 Objetivos Específicos:

- Identificar el perfil sociodemográfico del paciente que sufre de malalineamiento patelofemoral.

- Evaluar las condiciones fisiocinéticas que acompañan el malalineamiento patelofemoral.
- Evaluar los resultados obtenidos en cuanto a la atrofia a ángulo Q, en el grupo de pacientes tratados con estimulador de alto voltaje.
- Evaluar los resultados obtenidos en cuanto a la atrofia a ángulo Q, en el grupo de pacientes tratados con corriente rusa.
- Identificar el impacto que sobre los resultados obtenidos en cada uno de los grupos de estudios, tienen las condiciones fisiocinéticas previas del paciente.
- Identificar el impacto que sobre los resultados de la atrofia y el ángulo Q, tienen cada perfil sociodemográfico del paciente.

1.6 PROPÓSITOS

- Publicar los resultados de la investigación realizada en revista de la Asociación Colombiana de Fisioterapia.
- Presentar los resultados obtenidos de la investigación a la comunidad de la Escuela Colombiana de Rehabilitación.

2. MARCO TEORICO

2.1 ANTECEDENTES

2.1.1 Antecedentes Investigativos

De acuerdo a la revisión realizada no se encontraron registros nacionales o internacionales sobre el tema Corriente Rusa versus estimulador de alto voltaje en el malalineamiento patelofemoral.

Sin embargo, se encontraron otros estudios que mencionan la patología, así como el uso de la electroterapia en diferentes etiologías.

Estimulación Eléctrica En Tejidos Blandos

La Rehabilitación. Volumen 41:443. Capítulo 44. 1993.

M Wojtys y cols, mencionan los efectos de la estimulación eléctrica sobre los tejidos blandos; en especial el músculo, tendón y el ligamento.

Igualmente plantean que cuando se utiliza la estimulación eléctrica en el músculo y ejercicios, la electricidad puede mejorar la fuerza contractil de un conjunto determinado de fibras y la respuesta del músculo depende directamente de los

parámetros del estimulador eléctrico. La intensidad, la frecuencia, la amplitud y forma de colocación de los electrodos. (1)

Actividad electromiográfica de los músculos vasto medial oblicuo y vasto lateral durante ejercicios selectivos. (*Electromygraphic Activity Of The Vastus Medialis Oblique And Vastus Lateralis Muscles During Selected Exercises*).

The Journal of Manual & Manipulative Therapy. Vol. 4, No 1,1996

Cudderford y cols en este estudio pretendieron determinar si el vasto medial oblicuo (VMO) y vasto lateral electromiográficamente difieren entre la realización de ejercicios selectivos.

Para ello se tomó un grupo de 54 sujetos cuyas edades se encontraban entre los 15 y 49 años, así mismo se incluyeron 6 ejercicios.

Los resultados mostraron un incremento significativo en la electromiografía cuando se combinaba con ejercicios de cadena cinética cerrada comparada con el uso de ejercicios de cadena cinética abierta, estos resultados sugirieron prescritos pueden lograr un mayor beneficio en la activación selectiva del VMO. (2)

Efectos de la estimulación eléctrica o contracción voluntaria para el fortalecimiento de los músculos del cuadriceps femoral en una población femenina de edad.

(Effects Of Electrical Stimulation Or Voluntary Contraction For Strengthening The Quadriceps Femoris Muscles In An Aged Male Population)

JOSPT. Vol. 20. No 1. July, 1994

Caggiano y cols llevaron a cabo un estudio en el que se compararon los efectos de la estimulación eléctrica y la contracción voluntaria isométrica, con el ejercicio tradicional del cuadriceps femoral en hombres de 65 años y mayores a esta edad.

Los dos métodos de trenes usados con cargas bajas fueron efectivos en el incremento de la fuerza rotatoria en esta muestra de hombres. La estimulación eléctrica tiene el mismo potencial que el ejercicio tradicional para mejorar la fuerza en hombres mayores. (3)

Investigación electromiográfica de la subluxación de la patela. *(Electromyographic Investigation Of Subluxation Of The Patella)*

Second Orthopaedic Clinic and Dell Addolorata hospital, Rome. Vol. 61, No 2, May, 1979

Mariani y col en este estudio de investigación electromiográfica de pacientes con subluxación de la patela a estado guiada sobre el aparato extensor cuya actividad contribuye al mal alineamiento de la patela. La electromiografía reveló

una caída en la actividad del VM cuya recuperación total se produjo después de la operación de corrección.

Este estudio confirmó la importancia del VM en la patogénesis del malalineamiento del mecanismo extensor. (4)

Alineación patelofemoral: Veracidad (*Patellofemoral Alignment: Reliability*)

JOSPT. Vol. 23, No 3, march, 1996

Tomsich y cols en este estudio examinaron la puntualidad de las mediciones en la alineación patelofemoral. El ángulo Q, el ángulo A y la orientación patelar; se utilizaron posiciones standard en los sujetos y se manejo el goniómetro.

Los resultados sugirieron que tanto la estimulación clínica y los instrumentos de medida para el alineamiento patelofemoral tal vez no son puntuales en la medición. (5)

Efectos de la activación isométrica del cuadriceps en el ángulo Q en mujeres antes y después del ejercicio del cuadriceps. (*Effects Of Isometric Quadriceps Activation On The Q Angle In Womem Before And After Quadriceps Exercise*)

JOSPT. Vol. 30. No 4. april, 2000

Lathinghouse y cols en esta investigación determinaron que el ángulo Q decrece con la activación isométrica del cuádriceps y que la magnitud de este decremento depende de la magnitud del ángulo Q y del reposo. (6)

Activación preferencial de los músculos vasto medial oblicuo, vasto lateral y aductor de cadera durante ejercicios isométricos en mujeres. (*Preferential Activation Of The Vastus Medialis Oblique , Vastus Lateralis, And Hip Adductor Muscles During Isometric Exercises In Females*).

JOSPT. Vol. 26, No 1, july, 1997

Zakaria y cols en esta investigación se pretendieron determinar si el VMO, VL y los músculos aductores de cadera, eran preferiblemente activados en mujeres durante la realización de ejercicios isométricos específicos.

Los resultados sugirieron la no-activación preferencial de los componentes musculares del cuádriceps durante ciertos ejercicios y ejercicios de aducción de cadera en una posición que soportara el peso. El uso de la aducción de cadera para la activación preferencial del VMO sobre el VL con un determinado ejercicio no fue del todo verificado. (7)

Tiempos de respuesta refleja del vasto medial oblicuo y vasto lateral en sujetos normales y sujetos con síndrome de dolor patelofemoral. (*Reflex Response Times*

Of Vastus Medialis Ablique And Vastus Lateralis In Normal subjects And In Subjects With Patellofemoral Pain Syndrome).

JOSPT. Vol. 24, No 3, *september*, 1996

Withrouw y cols cuyo propósito del estudio fue poner a prueba una escala de reflejo normal de respuesta del VMO Y VL después de un golpe a nivel del tendón patelar. Y determinar si los pacientes con dolor patelofemoral tenían alteración en esa secuencia. Los resultados indicaron una alteración en la respuesta neuromuscular del VMO y del VL durante el golpe a nivel del tendón patelar. (8)

Efectos del bracing en la kinemática patelar en pacientes con dolor de la articulación patelofemoral. (*Effect Of Bracing On Patellar Kinematics In Patients With Patellofemoral Joint Pain.*)

Medicine & Science In Sports & Exercise. Vol. 31, No12, january 1999

Power y cols en esta investigación querían determinar los efectos del brace en alteraciones de la patela y en pacientes con dolor patelofemoral, en los resultados no existió una diferencia significativa en el desplazamiento medial o lateral o inclinaciones encontradas con el brace o sin él. Un incremento pequeño fue encontrado en el ángulo sulcus con el brace de rodilla. (9)

Valoración del desarrollo músculo cuádriceps por hand held, dinamómetro isométrico e isokinético en pacientes con disfunción de rodilla. (*Assesment Of Quadriceps Muscle Performance By Hand Held, Isometric And Isokinetic Dynamometry In Patients With Knee Dysfunction*).

JOSPT. Vol. 24, No 3, September 1996

Reinking y cols en esta investigación querían determinar la diferencia y relación entre los dinamómetros de mano isométricos e isokinéticos, el test de resultados en pacientes con disfunciones en la rodilla y determinar los efectos de dolor durante el test.

No existió una diferencia significativa en el dolor antes durante o después cada uno de los modos usados, hay una variación existente entre los diferentes modos probados en cuyos resultados se puede considerar la fuerza muscular del cuádriceps en pacientes con disfunciones en la rodilla. (10)

Síndromes Dolorosos Rotulianos Sin Desalineación: Orígenes Y Causas Del Dolor Fémoro - Patelar

Revista De Patología De La Rodilla. Vol. 2. No 3 Junio 1997

Orquín y cols en este artículo mencionaron que el dolor patelar tiene su origen en el hueso subcondral, el alerón rotuliano externo y una vía inflamatoria. A nivel

del hueso se deben a fuerzas de compresión, cizallamiento hiperpresión intra - ósea; en el alerón rotuliano es debido a neuromas localizados en esta zona y en la vía inflamatoria es por la cascada de citoquinas que actúan sobre las terminaciones nerviosas o las colagenasas disminuyendo la capacidad de aceptación de la carga.

(11)

El Desarrollo De Una Herramienta Clínica Y Cuestionario De Evaluación En Pacientes Con Dolor Patelofemoral.

El Diario Clínico De Medicina Del Deporte. Vol. 6 No 3 Julio 1996

Harrison y cols en este estudio utilizaron la escala análoga visual, los resultados mostraron una correlación importante entre el dolor y las limitaciones funcionales así como la actividad y limitaciones funcionales, también se estableció que la limitación funcional no podía ser un componente único así que se integra con el dolor y la actividad.

Se realizaron preguntas con respecto al dolor, función y actividad a la cual se dedica. (12)

Intervención Fisioterapéutica En Los Desordenes De La Articulación Patelofemoral Y En La Rodilla Dolorosa En El Niño Y En El Adolescente.

Revista Asociación Colombiana de Fisioterapia. 1993

Aguilera y cols en esta investigación determinaron que los desordenes patelofemorales se dividían en 3 grupos: Malalineamiento, inestabilidad, y síndrome de dolor patelofemoral

Tomaron una población entre los 8 y más de los 12 años y la dividieron en 3 grupos: 1) menores de 8; 2) mayores de 8 y menores de 12 y 3) mayores de 12, se trazaron objetos como: Disminuir el dolor, aumentar la flexibilidad, promover propiocepción articular, y para cada uno de ellos se utilizaron medios físicos y ejercicios terapéuticos.

Así mismo analizaron los procedimientos quirúrgicos más relevantes y los objetivos generales de rehabilitación, analizaron patologías más frecuentes, especificaciones en su manejo y la prevención de las mismas teniendo en cuenta sus causas. (13)

Fatiga muscular de estimulación intermitente con pulsos eléctricos de baja y frecuencia. (*Muscle Fatigue From Intermittent Stimulation With Low And High Frequency Electrical Pulses*)

Archives Physical Medicine Rehabilitation. Vol 80, January 1999

Matsunaga y cols con este estudio pretendían evaluar la fatiga muscular resultado de la estimulación intermitente de alta y baja frecuencia para la aplicación de un circuito cerrado en estimulación eléctrica funcional.

Se realizó esta investigación en 20 hombres saludables y 4 parapléjicos a los cuales se les implantó electrodos intramusculares percutáneos en el grupo de músculos paralizados, se concluyo que la fatiga muscular fue mejorada con la utilización de baja frecuencia y con la alta frecuencia durante la estimulación eléctrica intermitente, sugiriendo que la estimulación intermitente de alta frecuencia tal vez tendría un mayor crecimiento con el uso de circuitos cerrados de control. (14)

Activación de las fibras tipo con estimulación eléctrica. Reporte preliminar. (*Type II Fiber Activation With Electrical Stimulation. A Preliminary Report*)
Physical Therapy Vol 70, Number 7, July 1990

Sinacore y cols pretendieron con este estudio presentar los resultados de un único caso para determinar el orden de activación de las fibras musculares esqueléticas y sus resultados con estimulación eléctrica.

Su conclusión evidenció que la estimulación eléctrica traza selectivamente la actividad de las fibras musculares esqueléticas tipo II, así mismo que la

estimulación eléctrica puede ser una técnica viable de uso con pacientes en los que sus fibras musculares esqueléticas tipo II se encuentren implicadas. (15)

Comparación del ejercicio isométrico y la estimulación galvánica de alto voltaje en el fortalecimiento del músculo cuádriceps femoral. (*Comparison Of Isometric Exercise And High Volt Galvanic Stimulation On Quadriceps Femoris Muscle Strength*)

Physical Therapy Vol 65 Number 5 May 1985

MOHR y cols, mediante esta investigación pretendían comparar la eficacia de la corriente galvánica de alto voltaje y los ejercicios isométricos de fuerza del cuádriceps, en 17 sujetos sanos así mismo dividieron esta población en 3 grupos.

Los investigadores concluyeron que los pacientes que pertenecían al grupo el cual se trabajo con ejercicios isométricos incrementaron significativamente la fuerza del cuádriceps con respecto a los del grupo de estimulación eléctrica. El estudio indica que la estimulación HVG no es tan efectiva como los ejercicios isométricos en el incremento de la fuerza del músculo. (16)

Rehabilitación Patelofemoral (*Patellofemoral Rehabilitation*)

Clinics In Sports Medicine Vol 8, No 2 April 1989

Brunet y cols describen primero el desarrollo del potencial físico de la articulación patelofemoral y el mecanismo extensor de la rodilla. También realizan una reseña histórica, exámenes físicos, y algunos tests de diagnósticos apropiados, se hace primero una discusión de ejercicios terapéuticos isométricos, isotónicos y excéntricos en términos generales y se narran específicamente el mecanismo de aparato extensor de la rodilla.

Luego se discute la biomecánica, la rehabilitación y finalmente programas específicos de rehabilitación para cuando no se ha hecho una operación en la articulación patelofemoral, cuando se hace operación con reconstrucción del aparato extensor con la fase preoperatoria, intermedia y post operatoria. (17)

Fisiología de la estimulación eléctrica neuromuscular (*The Physiology Of Neuromuscular Electrical Stimulation*)
Pediatric Physical Therapy Vol 9 Año 97

Reed pretende señalar la estimulación eléctrica transcutánea ya que esta involucra la estimulación muscular a través de su nervio motor, esta estimulación aplicada correctamente puede ayudar a mejorar la fuerza, rangos de movimiento, facilita el aprendizaje motor, disminuye la espasticidad o sirve de ortésis funcional. El autor quiso realizar una revisión de la fisiología del NMES, las precauciones, contraindicaciones para su uso y la medición de algunas aplicaciones. (18)

El Tratamiento De Las Contracturas En La Electroterapia.

email: t.verson@infonie.fr

Pierre y cols., en este estudio buscaron solucionar la mayor parte de las contracturas en deportistas en un período de dos días máximo; para ello utilizaron técnicas con aparatos de alto voltaje con dos generadores y programas independientes.

La técnica que utilizaron se descompone en cuatro fases:

1. Debilitamiento de defensas sensitivas: establecieron un programa de inhibición sensitiva vibratoria, asociada a una ionización de ColtramyI sobre el músculo contractura; un programa de estimulación del músculo antagonista según los programas de inhibición cruzada de Sherrington; y finalmente un programa miorelajante sobre el músculo contracturado.
2. Debilitamiento de las defensas motoras: contó con un programa mio-relajante sobre el músculo contractura y uno de estimulación excéntrica sobre el músculo antagonista.
3. Fase de electro-streching: en el se utilizó un programa de streching sobre el músculo contracturado y de estimulación excéntrica sobre el músculo antagonista.

4. Ruptura forzada de la contractura: en esta se llevo a cabo un programa de estimulación del reflejo miotático.

En este estudio los investigadores concluyeron que era mejor utilizar sucesivamente las tres primeras fases en la primera sesión, y utilizar la última fase en último extremo. (19)

El malalineamiento patelofemoral según los registros encontrados, es una patología frecuente en la población en edades adultas como en menores de edad, evidencia la presencia de dolor en la mayoría de los casos y según registros electromiográficos se presenta con una disminución de la fuerza del vasto medial oblicuo. Para esta alteración de la articulación de la rodilla se han realizado múltiples valoraciones como son la medida del ángulo Q, ángulo A, valoraciones de dolor con escalas análogas visuales y verbales, y estudios electromiográficos en lo referido a la activación de los músculos vastos lateral y oblicuo.

Además varios de estos registros evidencian diferentes tipos de tratamientos, ya sea con cadenas cinéticas abiertas y cerradas, como con realización de diferentes tipos de ejercicios y la utilización de corrientes para el fortalecimiento del músculo cuadriceps.

Al referirse a la utilización de la electroterapia, se encuentra que las corrientes son utilizadas tanto en el campo osteomuscular como neurológico, ya sea para manejo de fortalecimiento muscular, disminución de contracturas, manejo de dolor y otros.

2.2 BASES TEÓRICAS

2.2.1 La Rodilla

Los aparatos esqueléticos y muscular actúan juntos para soportar y mover el cuerpo.

El aparato esquelético esta formado por huesos y los tejidos relacionados, como el cartílago y los ligamentos que, juntos proporcionan al cuerpo un marco rígido de soporte y protección. Además, el sistema esquelético hace posible el movimiento gracias a las articulaciones. Los huesos también sirven como reservorio para el almacenamiento mineral e intervienen en la hematopoyesis o formación de las células de la sangre.

Cada uno de los músculos constituye un órgano del aparato muscular. Los músculos no sólo producen movimientos, sino que también son responsables de generar el calor necesario para mantener una temperatura central constante. (20)

El sistema esquelético se compone de dos partes principales: 1. El esqueleto axial formado por el cráneo, la columna vertebral, el esternón y las costillas. 2. Esqueleto apendicular, que consta de las cinturas pectoral (escapular) y pelviana (cadera) y de los miembros superior e inferior.

El miembro inferior se encuentra especializado en la locomoción, el soporte de peso y el mantenimiento del equilibrio. Consta de cuatro elementos fundamentales: la cadera que contiene el hueso ilíaco que comunica el esqueleto del miembro inferior con la columna vertebral; el muslo que contiene el fémur y comunica la cadera con la rodilla; la pierna que contiene la tibia y el peroné, que comunica la rodilla con el tobillo y el pie que contiene el tarso, el metatarso y las falanges. (21)

La rodilla, nexo de unión entre los dos huesos largos de la extremidad inferior, condiciona de una forma determinante el desarrollo de una marcha normal. Pequeños grados de movimiento en la rodilla, determinan cambios significativos en la posición del tronco o del pie. Por otra parte, esta articulación conjuga en su interior dos funciones, que, desde el punto de vista biomecánico son aparentemente contradictorias: por un lado provee de estabilidad a la extremidad inferior durante el período de apoyo del ciclo de marcha mientras que su movilidad permite acortar la extremidad durante el período oscilante del ciclo. (22)

2.2.1.1 Anatomía

Es una articulación que está formada por cuatro huesos, el fémur (hueso del muslo), la tibia, el peroné (huesos de la pierna) y por la patela o rótula. Aunque el peroné no articula directamente con la rodilla es un hueso importante porque en él se insertan músculos y ligamentos. (23)

FEMUR

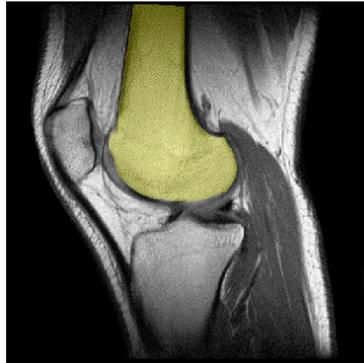


Figura 1.

El fémur, el hueso del muslo se articula en la cadera y la rodilla. Es el hueso más largo y robusto del cuerpo.



Figura 2

La caña del fémur se curva anteriormente a lo largo de su eje longitudinal y se ensancha ligeramente en sus extremos. La superficie del fémur es lisa con la excepción de un grueso cordón posterior - la línea áspera - que es utilizada como punto de inserción de los músculos bíceps femoral, abductor mediano, abductor menor, y porciones del abductor mayor.

El fémur distal muestra los cóndilos lateral y medial para su articulación con la tibia. El cóndilo medial se extiende más distalmente que el cóndilo lateral. Los cóndilos están separados por una depresión llama "fosa intercondilea". Próximos a los cóndilos se sitúan las tuberosidades interna y externa del fémur donde se insertan los ligamentos lateral interno y lateral externo, respectivamente. En la fosa intercondilea se insertan los ligamentos cruzado anterior y cruzado posterior.

Cóndilo Externo Del Fémur

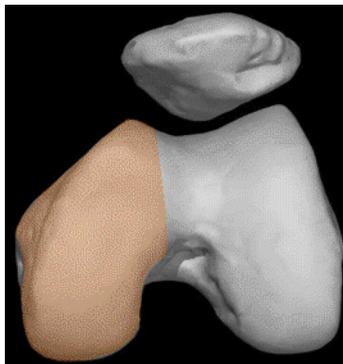


Figura 3

El fémur en su extremo inferior se ensancha simultáneamente en sentido transversal y anteroposterior y se curva de delante atrás, de modo que el eje

longitudinal del cuerpo del hueso, prolongado hacia abajo, forma dos partes muy desiguales siendo la posterior mucho más grande que la anterior.

Visto por delante, el extremo inferior del fémur muestra una superficie articular en forma de polea, llamada trocla femoral. Está formada por dos caras laterales que se inclinan una hacia la otra formando la garganta de la trocla. En la parte inferior del hueso, la garganta de la tróclea e remplazada por una amplia escotadura que divide el fémur en dos porciones laterales llamadas cóndilos. Por esta razón a escotadura se **denomina fosa intercondilínea**

Los dos cóndilos se denominan interno y externo; el cóndilo interno es más pequeño que el externo. Este último presenta en su parte superior una fuerte eminencia conocida como **tuberosidad externa** para la inserción del ligamento lateral externo. Inmediatamente por detrás de esta tuberosidad se observan dos excavaciones, la superior para la inserción del gemelo externo y la inferior para la inserción del poplíteo.

Cóndilo Interno Del Fémur

El fémur en su extremo inferior se ensancha simultáneamente en sentido transversal y anterioposterior y se curva de delante atrás, de modo que el eje longitudinal del cuerpo del hueso, prolongado hacia abajo, forma dos partes muy desiguales siendo la posterior mucho más grande que la anterior.



Figura 4

Visto por delante, el extremo inferior del fémur muestra una superficie articular en forma de polea, llamada tróclea femoral. Está formada por dos caras laterales que se inclinan una hacia la otra formando la garganta de la tróclea. En la parte inferior del hueso, la garganta de la tróclea es remplazada por una amplia escotadura que divide el fémur en dos porciones laterales llamadas cóndilos. Por esta razón a escotadura se **denomina fosa intercondilínea**.

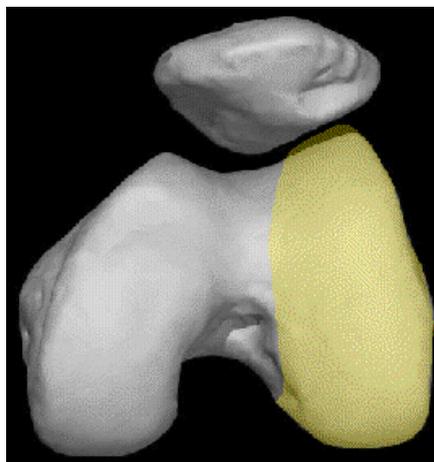


Figura 5

Los dos cóndilos se denominan interno y externo; el cóndilo interno es más pequeño que el externo. En la cara lateral del cóndilo interno se encuentra, en la

parte media, una gruesa eminencia llamada **tuberosidad interna** donde se inserta el ligamento lateral interno de la articulación de la rodilla. Por encima de esta tuberosidad, se levanta en **tubérculo del abductor mayor**. Por detrás y por debajo del tubérculo del abductor mayor se encuentra una pequeña excavación para la inserción del músculo gemelo interno.

TIBIA



Figura 6

La tibia es el hueso más fuerte de la parte inferior de la pierna.

La tibia proximal se divide en los cóndilos medial y lateral. La superficie proximal de la tibia, que se articula con el fémur comprende dos facetas: la anteroexterna (*facies fibularis*) es ligeramente cóncava en tanto que la anterointerna (*facies tibialis*) es algo convexa, lisa y está situada inmediatamente por debajo de la piel. Las partes centrales de las facetas tibiales alojan los cóndilos femorales. Los bordes de las facetas tibiales sirven como puntos de anclaje de los respectivos

meniscos. La protuberancia intercondilar (espina de la tibia) representa una elevación entre las dos facetas articulares y está limitada por los tubérculos interno y externo.

Los tubérculos tibiales sirven de puntos de anclaje del ligamento patelar. El tubérculo de Gerdy, sobre la superficie anterolateral de la tibia proximal sirve para la inserción del tracto iliotibial. Además, los tendones sartorius, gracilis y semitendinoso -los tendones del pes anserinus- se insertan en la tibia anteromedial proximal tibia. El tendón semimenbranoso se inserta en el margen posteromedial de la tibia proximal

Tuberosidad De La Tibia



Figura 7

Es el punto de inserción del ligamento rotuliano o ligamento anterior. Este es una cinta fibrosa muy ancha, gruesa y resistente que se extiende desde el vértice de la

rótula hasta la tuberosidad de la tibia. Su dirección no es exactamente vertical sino un poco oblicua de arriba a abajo y de dentro hacia afuera.

El ligamento rotuliano está en relación, en su parte posterior, con la **bolsa pretibial**, una bolsa serosa que le separa de la tibia. Por encima de la bolsa tibial, el ligamento está en contacto con el ***paquete adiposo anterior de la rodilla***.

ROTULA

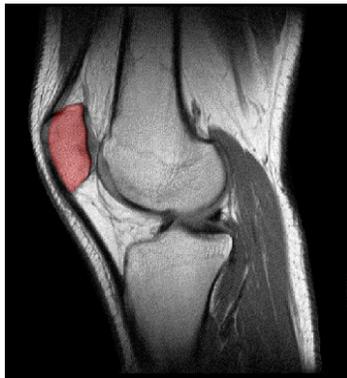


Figura 8

La rótula es un hueso plano y redondeado que se encuentra incluido en el tendón terminal del músculo cuádriceps femoral y está situado por delante de la extremidad inferior del fémur

Pueden considerarse en él una cara anterior, una cara posterior, la base, el vértice o apex y dos bordes laterales:

- **Cara anterior o cutánea:** es convexa de arriba a abajo y también en sentido transversal. Esta cubierta de manojos fibrosos procedentes del tendón del cuadriceps, único músculo que se inserta en la misma. La separa de la piel una bolsa serosa llamada ***bolsa prerrotuliana***
- **Cara posterior:** tiene dos partes: la parte inferior rugosa próxima al paquete adiposo y la parte superior lisa próxima a los cóndilos del fémur.

Base: Forma una pequeña superficie triangular de vértice superior. Presta inserción en su mitad anterior al tendón del cuadriceps.

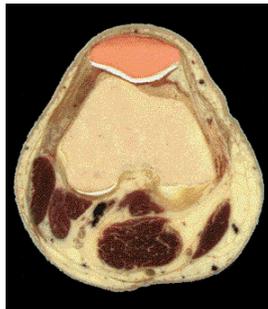


Figura 9

Vértice: Presta inserción al ligamento rotuliano

Cartílago Rotuliano

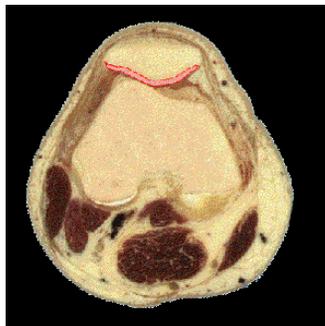


Figura 10

La parte posterior de la rótula está recubierta por la capa más gruesa de cartílago hialino que existe en el cuerpo.

Las tres cuartas partes superiores de la rótula están cubiertas por cartílago hialino de 5 a 6 mm de grueso. La cuarta parte inferior de la rótula es superficie no-articular y no está recubierta por cartílago.



Figura 11

Función: Amortiguación de los choques producidos durante las flexiones. El reblandecimiento del cartílago rotuliano (*condromalacia rotuliana*) es una causa frecuente del dolor de rodilla. (24)

MENISCOS

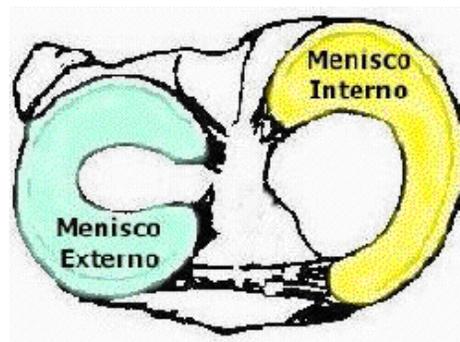


Figura 12

Los meniscos son los **amortiguadores** de la rodilla. Tenemos dos meniscos en cada rodilla, el menisco externo y el interno. Tienen forma semicircular y están formados principalmente por proteínas elásticas, lo que les da la propiedad de Absorber las cargas que pasan por la rodilla.



Foto 1. Artroscopia de rodilla.
Fuente: www.geocities.com/~artroscopia/la_rodilla.htm.

Sus funciones principales son:

1. **Amortiguación** de las fuerzas que se transmiten a la rodilla.
2. Proveen **estabilidad** a la rodilla, ya que mejoran el contacto entre el fémur y la tibia.
3. Ayudan en la **lubricación** de la rodilla.
4. Interactúan con el cartílago articular, dándole protección y ayudando a su nutrición. (23)

1. Menisco Interno: Cuerno Anterior



Figura 13

En el interior que la articulación, que está rodeada por una cápsula, se encuentran entre las superficies articulares formadas por los cóndilos del fémur y las cavidades articulares de los cóndilos tibiales, dos meniscos conjuntivos falciformes, uno externo (*meniscus fibularis*) y otro interno (*meniscus tibialis*).

El cuerno anterior del menisco interno está unido anteriormente a la protuberancia intercondilar de la tibia.

El extremo periférico del menisco externo está unido a la cápsula articular (excepto en su parte posterolateral en donde está unido al hiato poplíteo).

El menisco interno es una estructura fibrocartilaginosa en forma de semi-luna unido a la cavidad glenoidea tibial que ayuda a estabilizar el cóndilo femoral lateral y hace de cojín en la cavidad articular. Tiene tres partes: cuerno anterior, cuerpo y

cuerno posterior. En comparación con el menisco externo, tiene una forma más parecida a la C (en menisco externo casi una O), más grueso y de una mayor uniformidad.

Acción: El menisco estabiliza el cóndilo femoral encima de la cavidad glenoidea de la tibia. También distribuye las fuerzas de cargas axiales y de torsión y facilita la distribución del líquido sinovial.

2. Menisco Interno: Cuerno Posterior



Figura 14

En el interior que la articulación, que está rodeada por una cápsula, se encuentran entre las superficies articulares formadas por los cóndilos del fémur y las cavidades articulares de los cóndilos tibiales, dos meniscos conjuntivos falciformes, uno externo (*meniscus fibularis*) y otro interno (*meniscus tibialis*)

El menisco interno ayuda a estabilizar el cóndilo lateral femoral y hace de cojín en superficie articular. Tiene una forma casi anular: por su externo anterior se origina

en la proximidad de la espina de la tibia, inmediatamente por delante de la tuberosidad externa de la misma. Su parte posterior se fija entre la vertiente posterior de la espina tibial, en la tuberosidad externa de esta.

BOLSA SUBCUADRICIPITAL



Figura 15

La bolsa subcuadricipital (*bursa suprapatellaris*) es la mayor de las 12 bolsas que existen en la rodilla. Se extiende entre el fémur y el cuadriceps y se comunica con la cavidad articular.



Figura 16

La bolsa subcuadricipital forma una "U" invertida, extendiéndose anterior al fémur distal a lo largo de sus superficies medial y lateral.

Inervación: La bolsa subcuadricipital puede contener un plegamiento sinovial conocido como *plica suprapatelar*, una variante que representa un remanente de la compartimentalización embriónica de la articulación de la rodilla.

Función: La bolsa subcuadricipital se comunica con la cavidad articular. Las efusiones de la articulación se vierten en la bolsa subcuadricipital de forma que la presencia de fluidos en dicha bolsa permite el diagnóstico de derrames.

GRASA INFRAPATELAR

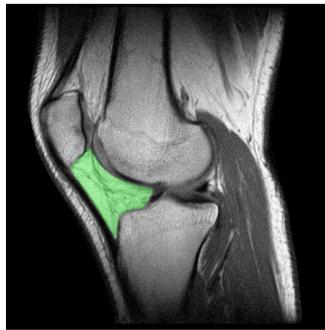


Figura 17

La almohadilla de grasa infrapatelar es una región de tejido graso que se extiende por debajo del tendón rotuliano. También se conoce como almohadilla grasa de Hoffa. (24)

CAPSULA FIBROSA

Es una estructura que se encuentra aumentada por fuertes expansiones de los tendones de los músculos que rodean la articulación. Posteriormente esta constituida por fibras verticales, unidas por arriba a los bordes de los cóndilos femorales y al borde posterior de la fosa intercondilea, y, por debajo, a los bordes

posteriores de los cóndilos tibiales y al borde posterior del área intercondilea. Esta zona de la cápsula se confunde por arriba y en cada lado con el origen de la cabeza correspondiente del gastronemio, y centralmente esta reforzada por el ligamento poplíteo oblicuo. En el lado medial las fibras están unidas a las superficies mediales de los cóndilos femorales y tibiales más allá de los bordes articulares. En esta situación la cápsula fibrosa se confunde con la porción posterior del ligamento lateral interno de la articulación. Entre el epicóndilo medial y el borde convexo del menisco medial, existe un engrosamiento medial de la cápsula que puede ser considerado un componente profundo del ligamento lateral interno. En el lado externo las fibras están unidas al fémur por encima del origen del poplíteo; descienden sobre el tendón hacia el cóndilo lateral de la tibia y la cabeza del peroné. El ligamento lateral externo de la articulación se mantiene aislado de la cápsula y está separado de ella por un poco de grasa y por los vasos y los nervios articulares laterales inferiores. Por delante, la cápsula fibrosa no cubre la rótula ni, por supuesto, se extiende al área rotuliana. En las otras partes se confunde con expansiones del vasto medial y lateral. Las expansiones se unen al borde de la rótula y al ligamento rotuliano y se extienden hacia atrás en cada lado hasta el correspondiente ligamento lateral, y hacia abajo hasta los cóndilos de la tibia. Forman las aletas rotulianas medial y lateral, y ésta última está reforzada por el ligamento iliotibial. Por encima de la rotula la ausencia de la cápsula fibrosa permite a la bolsa serosa suprarrotuliana comunicarse libremente con la cavidad articular. Por detrás la unión de la cápsula fibrosa a la superficie posterior del

cóndilo lateral de la tibia se ve interrumpida en el lugar donde el poplíteo emerge desde dentro de la cápsula. El ligamento poplíteo oblicuo, procede del tendón del semimembranoso, refuerza la cara posterior de la cápsula. Lateralmente una prolongación del ligamento iliotibial rellena el intervalo entre los ligamentos poplíteo oblicuo y lateral externo de la articulación y cubre parcialmente este último; otras expansiones del ligamento iliotibial alcanza también la aleta rotuliana lateral y el ligamento rotuliano. Medialmente otras del sartorio y del semimembranoso se dirigen hacia arriba al ligamento lateral interno y refuerzan la cápsula. En su superficie profunda ésta se une a la periferia de cada menisco y la conecta con el borde adyacente de la cabeza de la tibia. Esta conexión se suele denominar ligamento coronario. (25)

LIGAMENTOS

1. Los colaterales: hay dos, uno en el lado interno y otro en el lado externo de la rodilla, éstos se encuentran en el exterior de la articulación de la rodilla, es decir son extracapsulares. Su función es evitar que la rodilla se mueva a los lados. (23)



Figura 18

El ligamento lateral interno es una banda plana y ancha, más próxima a la parte posterior que a la anterior de la articulación, y está unida por arriba al epicóndilo interno del fémur, inmediatamente por debajo del tubérculo del aductor, y por abajo con el cóndilo interno y la superficie medial de cuerpo de la tibia. Su porción anterior es una banda aplanada de unos 10 cm de largo, fácilmente distinguible de la cápsula fibrosa, más profunda que él. Una o más bolsas serosas pueden separarlo de la cápsula fibrosa y del menisco interno. Conforme desciende se va inclinándolo hacia el borde medial y la parte posterior de la superficie interna del cuerpo de la tibia. Esta cruza, por abajo, por los tendones del sartorio, el recto interno y el semitendinoso, interponiéndose una bolsa serosa. Su superficie profunda cubre el nervio, los vasos articulares internos inferiores, y la parte anterior del tendón del semimembranoso, al cual está unido por una breve extensión. La parte posterior del ligamento tiene forma de abanico y se confunde con la cápsula; es corto y se inclina hacia abajo y atrás hasta el cóndilo interno de la tibia, por encima del surco para el semimembranoso.

El ligamento lateral externo es un cordón fuerte, redondeado, unido por arriba al epicóndilo externo del fémur, inmediatamente por encima del surco para el tendón del poplíteo y, por abajo, a la cabeza del peroné. Esta bastante oculto por el tendón del bíceps femoral que lo abraza y está parcialmente unido al ligamento. Más profundamente se sitúa en el tendón del poplíteo el nervio y los vasos articulares externos inferiores. El ligamento no está unido al menisco lateral. (25)

2. Los cruzados: hay dos uno anterior (LCA) y uno posterior (LCP), éstos se encuentran en el interior de la articulación y unen al fémur con la tibia. Su función es evitar los movimientos hacia adelante y hacia atrás de la rodilla. (23)

El ligamento cruzado anterior se une a la parte interna del área intercondilea anterior de la tibia y ésta parcialmente confundido con el extremo anterior del menisco lateral; se dirige hacia arriba; atrás y afuera enrollándose sobre sí mismo, y se abre en abanico para unirse a la parte posterior de la superficie interna del cóndilo externo del fémur. Es anterolateral con relación al ligamento cruzado posterior.



Figura 19

El ligamento cruzado posterior es más fuerte, pero más corto y menos oblicuo en su dirección que el anterior. Se fija en el área intercondilea posterior de la tibia y en la extremidad posterior del menisco lateral; se dirige hacia arriba, hacia delante y adentro, ensanchándose para insertarse en la superficie lateral del cóndilo medial de fémur.

3. Ligamento rotuliano: Es una banda plana, fuerte, de alrededor de 8 cm de largo, unida por arriba al vértice, a los bordes adyacente y a la presión rugosa de la parte más baja de la superficie posterior de la rótula, y por abajo, a la parte superior de la tuberosidad de la tibia. Sus fibras superficiales se continúan sobre la cara anterior de la rótula con las del tendón del cuádriceps femoral. Las porciones medial y lateral del tendón del cuádriceps se dirigen hacia abajo, a cada lado de la rótula, para insertarse en la extremidad superior de la tibia a los lados de la tuberosidad; se integran en la cápsula fibrosa, formando los retináculos o aletas rotulianas medial y lateral. La superficie posterior del ligamento está separada de la membrana sinovial por una gran almohadilla grasa infrarrotuliana, y de la tibia por una bolsa serosa.

4. Ligamento poplíteo oblicuo: es una expansión del tendón del semimembranoso cerca de su inserción en la tibia. Se confunde parcialmente de la cápsula fibrosa dirigiéndose hacia arriba y afuera para unirse por arriba con la parte lateral de la línea intercondilea y con el cóndilo lateral del fémur. Está constituido por fascículos separados unos de otros por hendiduras para el paso de vasos y nervios; forma parte del suelo de la fosa poplíteo y está en contacto con la arteria poplíteo.

5. Ligamento poplíteo arqueado, consiste en un sistema de fibras capsulares en forma de Y, cuyo tronco está unido a la cabeza del peroné. La rama posterior se arquea medialmente sobre el tendón emergente del poplíteo para insertarse en el borde posterior del área intercondilea de la tibia. La rama anterior, que algunas veces falta, se extiende hasta el epicóndilo lateral del fémur, donde se une con la cabeza lateral del Gastrocnemio. Esta rama se suele denominar ligamento lateral corto.

6. Ligamento transversal: conecta el borde anterior convexo del menisco externo con el extremo anterior del interno; su grosor varía considerablemente en los diferentes sujetos y falta algunas veces. (25)

Función De Los Ligamentos

Ligamentos Laterales

- Refuerzan la cápsula articular por sus lados interno y externo.
- Aseguran la estabilidad lateral de la rodilla en extensión.
- Se tensan en la extensión y se distienden en la flexión.
- Impiden la rotación externa cuando la rodilla se encuentra en extensión.
- Dan estabilidad rotatoria en la articulación.

Ligamentos Cruzados

- El ligamento cruzado anteroexterno es responsable del deslizamiento del cóndilo hacia adelante.
- El ligamento posterointerno es responsable del deslizamiento del cóndilo hacia atrás.
- Impiden la rotación interna cuando la rodilla se encuentra en extensión.
- Dan estabilidad rotatoria a la rodilla.(26)

ARTERIAS

1. Arteria anastomótica magna

Se origina en la femoral inmediatamente antes de que esta se introduzca por el orificio del aductor mayor. Proporciona enseguida una rama safena, descendiendo después por el espesor del vasto interno y por delante del tendón del aductor mayor hasta llegar al lado interno de la rodilla, donde se anastomía con la arteria articular superointerna. Proporciona ramas musculares que irrigan al vasto interno y al aductor mayor, así como ramas articulares que toman parte en la formación de la anastomosis que rodean la articulación de la rodilla. Una de estas ramas articulares cruza por encima de la superficie rotuliana del fémur, formando un arco con la arteria articular superointerna e irrigando la articulación de la rodilla.

2. Arteria poplítea

Es la continuación de la femoral, y atraviesa de arriba abajo la fosa poplítea. Se inicia en el orificio del aductor mayor en la unión de los tercios medios y distales del muslo, extendiéndose hacia abajo y algo hacia fuera hasta alcanzar la fosa intercondilea del fémur. A partir de allí se continúa oblicuamente hasta el borde inferior del poplíteo, donde se divide en las arterias tibiales anterior y posterior.

Relaciones: Por delante de la arteria y de arriba abajo se halla la grasa que cubre la superficie poplítea del fémur, la cápsula de la articulación de la rodilla y la fascia que cubre al poplíteo. Por detrás, la arteria está cubierta proximalmente por el semimembranoso y distalmente por el gastronemio y plantar delgado. En la parte media de su curso la arteria parece separada de la piel y fascias por cierta cantidad de grasa, y es cruzada de fuera a dentro por el nervio tibial y la vena poplítea. La vena se halla entre el nervio y la arteria, íntimamente adherida a ésta última. En su parte externa, por arriba, se hallan el bíceps femoral, el nervio tibial, y la vena poplítea, además del cóndilo externo del fémur, por abajo, el plantar delgado y la cabeza externa del gastronemio. En su parte interna, por arriba se hallan el semimembranoso y el cóndilo interno del fémur, y por abajo el nervio tibial, la vena poplítea y la cabeza interna del gastronemio. (25)

3. Tibial Anterior

La arteria tibial anterior es la principal arteria de la parte anterior de la parte inferior de la pierna.

La arteria tibial nace de la arteria poplítea al nivel del músculo poplíteo. La parte más proximal de la arteria tibial anterior sigue un curso relativamente horizontal, cruzando anteriormente el borde superior de la membrana intersea para entrar en el compartimento anterior de la parte inferior de la pierna.



Figura 20

La arteria tibial anterior continua longitudinalmente a través del compartimento anterior, extendiéndose sobre la membrana intersea. A nivel del tobillo, se prolonga directamente con la arteria pedía situada en el dorso del pie

Dentro del compartimento anterior, la arteria tibial anterior se extiende adyacente al nervio peroneal.

NERVIO SAFENO EXTERNO

Es una rama del nervio ciático (L4-S1) que continua superficialmente, adyacente a la cabeza del peroné.



Figura 21

El nervio safeno sale del nervio ciático al nivel del muslo distal posterior y pasa lateralmente a la cabeza del peroné, continuando entre el músculo largo peroneal y el peroné.



Figura 22

El nervio safeno peroneo se divide en profundo y superficial y, ocasionalmente, en ramas articulares. La rama superficial inerva los músculos peroneos laterales largo y corto. La rama profunda se extiende anteriormente a la membrana interósea adyacente a la arteria tibial anterior e inerva los músculos anteriores de la pierna.

Función: El nervio safeno peroneo suministra la inervación motora para la dorsiflexión del pie y del tobillo y para la eversión del pie. Proporciona una

inervación sensitiva sobre la parte anterolateral de la pantorrilla y el pie, continuando hasta la red nerviosa situada entre los dedos gordo y segundo del pie.

MUSCULO BICEPS FEMORAL



Figura 23

El músculo bíceps femoral, está localizado en la parte posterior y posterolateral del muslo.

Origen: La cabeza grande del bíceps se origina en la parte posteromedial inferior de la tuberosidad isquial, conjuntamente con el tendón semi-tendinoso. La cabeza corta del bíceps se origina en la parte lateral inferior de la línea áspera.

Inserción: La porción del bíceps que sale de la cabeza corta se extiende lateralmente respecto al músculo que sale de la cabeza larga. En la articulación de la rodilla, se forma un tendón común que cruza la rodilla para insertarse en la cabeza del peroné.



Figura 24

Inervación: La cabeza larga está enervada por la porción tibial del nervio ciático (L5-S1). La cabeza corta está enervada por la parte peroneal del nervio ciático (L5-S2).

Función: El bíceps actúa extendiendo el muslo y flexionando la rodilla.

MUSCULO GEMELO



Figura 25

Los músculos gemelos, formados por las cabezas medial y lateral se extienden en la parte superficial del compartimento posterior de la pantorrilla.

Origen: Las cabezas medial y lateral del músculo gemelo salen de los cóndilos medial y lateral del fémur, respectivamente. Las dos cabezas se unen en la parte superior de la pantorrilla.



Figura 26



Figura 27

Inserción: El músculo forma un tendón ancho y plano a nivel de la pantorrilla media. El tendón soleo se inserta en la parte anterior del tendón del gemelo para formar el tendón de Aquiles que, a su vez, se inserta en la parte posterior del calcáneo posterior.

Inervación: El músculo gemelo está inervado por el nervio tibial (S1, S2). El aporte sanguíneo está asegurado por la arterial posterior tibial arteria.

Función: El músculo gemelo flexiona la pierna, extiende el pie (flexión plantar) y es supinador y abductor del mismo.

MUSCULO PLANTAR



Figura 28

Definición: El músculo plantar es un músculo corto y aplanado de la región posterior de la pierna limitando en su parte externa con el músculo gemelo externo y por delante con la cápsula articular.

Origen: El músculo plantar se origina en la parte poplítea del fémur en la parte superior del cóndilo externo y está adherido a la cápsula articular



Figura 29.

Inserción: Este músculo es relativamente corto - sólo unos cuantas pulgadas. El músculo plantar y su tendón se extienden oblicuamente desde el lateral hacia el medio entre el músculo gemelo y el soleo. El largo tendón plantar continúa distalmente hacia el tendón de Aquiles insertándose en varios sitios (el propio tendón de Aquiles), directamente en el calcáneo y en retinaculum flexor del tobillo.

Inervación: El músculo plantar está inervado por el nervio tibial. El suministro de sangre se consigue gracias a la arteria tibial posterior.

Función: el músculo plantar es un flexor menor de la rodilla y un flexor plantar del pie.

MUSCULO POPLITEO

El músculo está situado sobre la superficie dorsal de la articulación de la rodilla y de la tibia, limitando por su borde inferior con el músculo soleo.



Figura 30

Origen: Se origina en la superficie posterior de la tibia superior. Su tendón de inserción está contenido en la cápsula articular fibrosa de la articulación de la rodilla.

Inserción: Se inserta en una pequeña superficie del cóndilo femoral lateral.

Inervación: Una pequeña rama del nervio tibial inerva este músculo.

Función: produce la rotación interna de la pierna, distiende la cápsula articular y desplaza hacia atrás el menisco externo de la articulación.

Inervación: El músculo soleo se inserta por el nervio tibial (S1,S2). El suministro sanguíneo se lleva a cabo vía la arteria tibial posterior.

Función: La misma que los músculos gemelos: pone tensa la aponeurosis.

MUSCULO SOLEO

Un músculo en la porción superficial del compartimento posterior de la pierna que se extiende debajo de los músculos gemelos.



Figura 31

Origen: El músculo soleo se origina a partir de dos cabezas: una de ellas se origina en parte proximal posterior del peroné y la segunda se origina en la línea poplítea y en la superficie posteromedial de la tibia proximal

Inserción: El músculo soleo se inserta en la parte anterior del tendón de los gemelos uniéndose a ellos para formar el tendón de Aquiles tendón.

Inervación: El músculo soleo se inserta por el nervio tibial (S1,S2). El suministro sanguíneo se lleva a cabo vía la arteria tibial posterior.

Función: La misma que los músculos gemelos: pone tensa la aponeurosis.

TENDON DEL MUSCULO CUADRICEPS

El tendón más importante es el tendón patelar, une la patela con la tibia.

El tendón cuádriceps es la terminación de cuatro músculos: recto anterior, vasto externo, crural, y vasto interno.

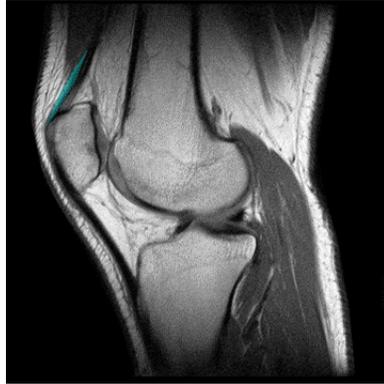


Figura 32

Origen: El recto anterior se origina en la espina ilíaca. El vasto se origina en el fémur superior lateral y posterolateral, debajo del trocánter mayor. El crural se origina en la cara anterior del cuerpo del fémur, debajo del trocánter menor. El vasto interno se origina en el labio interno de la línea áspera del fémur. Los dos músculos vastos y el crural se unen distalmente al recto anterior para formar el tendón cuádriceps. Esta configuración es la que le otorga un aspecto trilaminar. Los ángulos de inserción de los cuatro tendones en la rótula contribuyen a estabilizarla ayudando a prevenir la subluxación y dislocación de la misma.

Inserción: El tendón cuádriceps se inserta en el borde superior de la rótula.

Inervación: Cada uno de los cuatro músculos que contribuyen a formar el tendón cuádriceps está inervado por el nervio femoral (L3-4).

Función: Los músculos del tendón cuádriceps son los responsables de la extensión de la rodilla. El recto anterior también funciona como flexor del muslo. El

tendón cuádriceps se rompe más frecuentemente a nivel de la unión tendino-
ósea. (24)

Es el gran músculo extensor de la pierna, y cubre casi toda la cara anterior y los
lados del fémur. Puede dividirse en cuatro partes, que tienen nombres distintos.
Una ocupa la parte media del muslo y nace del ilion. Se denomina recto anterior.
Las otras tres nacen del cuerpo del fémur, al cual rodean no sólo desde la línea
áspera, sino también de los trocánteres a los cóndilos; por fuera del fémur está el
vasto externo, por dentro el interno y por delante el crural.

El músculo anterior del muslo: es fusiforme, y sus fibras superficiales se colocan de
forma bipeniforme, mientras que las fibras profundas se dirigen hacia abajo en
línea recta en dirección a la aponeurosis. Nace por dos tendones, que
corresponden a una porción directa, de la espina ilíaca antero-inferior y una
refleja, de un canal situado por encima del acetábulo y la cápsula fibrosa de la
articulación de la cadera. Las dos se unen en un ángulo agudo y se expanden en
una aponeurosis que se prolonga hacia abajo sobre la superficie anterior del
músculo, y de la que nacen las fibras musculares. El músculo termina en una
amplia aponeurosis que ocupa los dos tercios inferiores de su superficie posterior
y que gradualmente, se estrecha en un tendón aplanado, insertado en la base de
la rótula.

Vasto Externo: Es la porción más grande del cuádriceps crural. Nace por una amplia aponeurosis que se inserta en la porción superior de la línea intertrocantérica, en los bordes anterior e inferior del trocánter mayor, en el labio externo de la cresta del glúteo mayor, y en la mitad superior del labio externo de la línea áspera. Esta aponeurosis cubre los tres cuartos superiores del músculo, y de su superficie profunda nacen muchas fibras adicionales. Unas pocas fibras también nacen del tendón del glúteo mayor y del tabique intermuscular externo entre el vasto externo y la porción corta del bíceps crural. La masa muscular así formada se inserta en una robusta aponeurosis sobre la superficie profunda de la porción inferior del músculo; esta se condensa en un tendón plano que se inserta en el borde externo de la rótula y se confunde en un tendón del cuádriceps crural. Da a la cápsula de la articulación de la rodilla la expansión que desciende hacia el cóndilo externo de la tibia y se confunde con el ligamento iliotibial.

El vasto interno y el músculo crural parecen estar unidos inseparablemente, pero se observa un espacio que se extiende entre ambos hacia arriba desde el borde interno de la rótula, algunas veces hasta la porción inferior de la línea intertrocantérea.

El músculo vasto interno: Nace de la porción inferior de la línea intertrocantérea, línea espinal, labio interno de la línea áspera, porción superior de la línea supracondílea interna, tendones de los aductores mediano y superior y

tabique intermuscular interno. Sus fibras pasan hacia abajo y adelante y están principalmente insertadas en una aponeurosis existente en la superficie profunda del músculo que se inserta a su vez en el borde interno de la rótula y en el tendón del cuadriceps crural. Una expansión de esta aponeurosis refuerza la cápsula de la articulación de la rodilla y se inserta caudalmente al cóndilo interno de la tibia. Las fibras inferiores son casi horizontales y forman un relieve en el sujeto vivo, por dentro de la mitad superior de la rótula.

El músculo crural: Nace de las superficies anteriores y laterales de los dos tercios superiores de la diáfisis femoral y de la porción inferior del tabique intermuscular externo. Sus fibras terminan en una aponeurosis que se sitúa sobre la superficie anterior del músculo; esta aponeurosis forma la porción profunda del tendón del cuadriceps crural, y además se inserta en el borde externo de la tibia.

Los tendones de las cuatro porciones del cuadriceps se unen en la porción inferior del muslo dando lugar a un único tendón de gran fortaleza, que se inserta en la base de la rótula, algunas fibras pasan por encima de ella para confundirse con el ligamento rotuliano. La rótula es un hueso sesamoideo situado en el tendón del cuadriceps, y el "ligamento" rotuliano que se extiende desde el vértice de la rotula a la tuberosidad anterior de la tibia, es en realidad la continuación del tendón del músculo, siendo aletas interna y externa de la rotula expansiones.

Acciones: El cuadriceps crural extiende la pierna sobre el muslo. El recto anterior también colabora en la flexión del muslo sobre la pelvis o, si el muslo esta fijo, ayuda a flexionar la pelvis; sin embargo, prácticamente inactivo en la posición de pie. El recto puede, desde luego, flexionar la cadera y extender la rodilla. Las fibras inferiores del vasto interno se contraen especialmente durante la fase terminal de la extensión de la articulación de la rodilla, para mantener la tróclea femoral y contrarrestar la tendencia natural al desplazamiento hacia fuera de la rótula, el cual se atribuye al ángulo que forman el fémur y los huesos de la pierna. Se ha sugerido que las fibras inferiores de los vastos interno y externo están relacionadas con la estabilización de la articulación de la rodilla. Estudios electromiográficos indican que los tres vastos no actúan con la misma intensidad ni de forma sincrónica en las diversas fases de la extensión de la rodilla o la rotación del muslo. (26)

2.2.1.2 Biomecánica

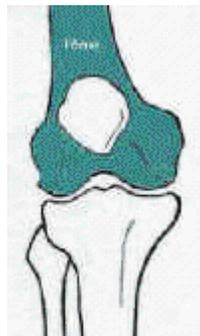


Figura 33

La rodilla es la articulación intermedia del miembro inferior, está dotada de un solo sentido de libertad de movimiento (flexión y extensión), la rodilla trabaja

comprimida por el peso que soporta. Posee un segundo sentido de libertad que es la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna que aparece cuando la rodilla está en flexión.

Tiene gran estabilidad en extensión completa en esta posición la rodilla soporta presiones debidas al peso del cuerpo y a la longitud de los brazos de palanca. Alcanza una gran movilidad a partir de cierto ángulo de flexión necesaria para la carrera y para la orientación óptima del pie de acuerdo a los terrenos. (26)

En ella se encuentran dos superficies articulares que son los platillos tibiales (cóncavos) y los cóndilos femorales (convexos), posee igualmente una cápsula fuerte que se encuentra reforzada por ligamentos, la cual es más tensa en el lado anterior más que en el posterior. (25)

Además en la rodilla se encuentra la rótula, la cual es un hueso sesamoideo, incluido en el aparato extensor de la rodilla, y su función es aumentar la eficacia del cuádriceps proyectando hacia adelante su fuerza de tracción. (26)

Su forma es triangular en la parte anterior y oval en la superficie posterior, posee varias zonas de contacto: a los 90° la superficie alcanza el polo superior, entra en contacto con el fémur en el surco intercondíleo; a los 135° la banda se separa en dos zonas, interna y externa, siendo la externa la faceta impar; de 0 a 45° de

flexión la rotula es el único componente del mecanismo extensor que contacta con el fémur(25).

Esta constituida por 2 articulaciones que son:

Articulación patelofemoral:

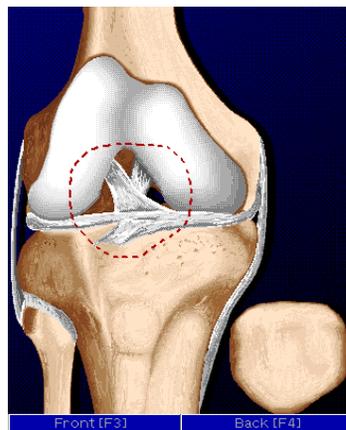


Figura 34

La articulación patelofemoral, esta conformada por la tróclea femoral que es cóncava en sentido medio lateral y convexa en sentido supero-inferior; y por la rotula que es cóncava en sentido supero – inferior y convexa en sentido medio – lateral. Es una articulación simple, en silla de montar, no modificada y multiplanar.

Osteokinematicamente el movimiento patelo – femoral en flexión se realiza hacia abajo y hacia fuera; y viceversa en extensión. Artrokinemáticamente se realiza un deslizamiento inferior y externo en el movimiento de flexión y contrario en la extensión. (25)

Articulación femorotibial:

Biomecánicamente es una articulación sinovial simple, compleja bicondilea modificada. Osteoquinemáticamente se encuentran los movimientos de flexo-extensión la cual se da en un plano sagital con un eje transversal, los movimientos de rotación se realizan en un plano horizontal con un eje vertical, este movimiento es un mecanismo de atornillamiento; de flexión a extensión la tibia va rotando al lado externo. En los movimientos de extensión de la rodilla la tibia rota externamente, y en los de flexión internamente.

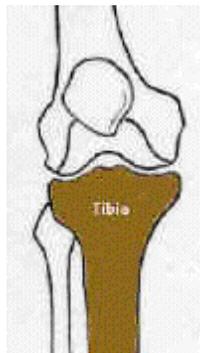


Figura 35

Artrocinemáticamente al realizar la extensión se realiza un deslizamiento anterior de la tibia sobre el fémur y al realizar la flexión hay un deslizamiento posterior de la tibia sobre el fémur.

La rodilla estando en completa extensión se encuentra con la menor congruencia articular, por lo que en esta misma no se realizan movimientos de deslizamiento y es más propensa a sufrir lesiones. Su posición de reposo es la semiflexión donde

los ligamentos se encuentran laxos y por lo tanto la posibilidad de realizar movimientos. (25)

Los Ejes De La Articulación De La Rodilla

1) El primer sentido de libertad está condicionado por el eje transversal y alrededor de este se efectúan los movimientos de (flexión - extensión) en el plano sagital, el eje transversal atraviesa los cóndilos femorales en sentido horizontal.

Los 3 centros articulares de la cadera, rodilla y tobillo se encuentran alineados este en el eje mecánico del miembro inferior, en la pierna este eje se confunde con el eje esquelético y el muslo el eje mecánico forma un ángulo de 6° con respecto al fémur.

El eje oblicuo se encuentra hacia abajo y adentro, es el eje mecánico del miembro inferior, forma un ángulo de 3° con la vertical, el ángulo es más ancho si es más ancha la pelvis por ejemplo en la mujer.

En la flexión completa el eje de la pierna no está situado detrás del eje del fémur sino por detrás y algo por dentro del mismo lo que hace que el talón se desvíe en dirección al plano de simetría. La flexión completa hace que el talón tome el contacto con la nalga a nivel de la tuberosidad isquiática.

2) Sentido de libertad de movimiento consiste en la rotación alrededor del eje longitudinal de la pierna con la rodilla en flexión, esta rotación no se hace con la rodilla en extensión completa.

Cierta holgadura mecánica con la rodilla en flexión permite movimientos de lateralidad que en el tobillo alcanza de 1 a 2 cm de amplitud y en extensión no debe aparecer.

Los Movimientos De Flexión - Extensión

Los movimientos de flexión y extensión son los principales de la articulación de la rodilla, su amplitud se mide de la posición de referencia y es aquella en la que el miembro inferior posee su longitud máxima; el eje de la pierna está situado en la prolongación del eje del muslo; de perfil el eje del fémur se continúa sin ninguna angulación con el eje del esqueleto de la pierna.

La extensión: Se define como el movimiento que aleja la cara posterior de la pierna de la cara posterior del muslo, no obstante es posible efectuar sobre todo de forma pasiva un movimiento de extensión de unos 5 a 10° a partir de la posición de referencia, en este momento en ciertos sujetos puede estar aumentada y se llama hiperextensión.

La extensión activa: Rara vez sobrepasa la posición de referencia cuando sobrepasa depende en esencia de la posición de la cadera; la eficacia del recto anterior como extensor de la rodilla, aumenta en la extensión de la cadera, ósea que la extensión previa de la cadera prepara la extensión de la rodilla.

La extensión relativa: Es el movimiento que completa la extensión de la rodilla a partir de cualquier posición de flexión es el movimiento normal que se efectúa durante la marcha cuando el miembro que oscila se adelanta para tomar contacto con el suelo.

La flexión: es el movimiento que acerca la cara posterior de la pierna a la cara posterior del muslo, la amplitud de la flexión de la rodilla es distinta según sea la posición de la cadera y de acuerdo con las modalidades del movimiento mismo.

Existen 2 tipos de flexión:

1. Flexión activa: Está alcanza 140° si la cadera está en flexión y llega a 120° si la cadera está en extensión.
2. Flexión pasiva: Alcanza una amplitud de 160° y permite que el talón entre en contacto con la nalga, para apreciar la amplitud de la flexión de la misma se mide la distancia que separa el talón de la nalga. En condiciones normales la flexión está limitada por los músculos de la pantorrilla y el muslo, y en condiciones patológicas la flexión pasiva queda limitada por la retracción del sistema extensor. (Especialmente por el cuadriceps).

La Rotación Axial De La Rodilla

La rotación de la rodilla alrededor de su eje longitudinal se realiza únicamente con la rodilla en flexión.

La rotación axial activa mide con la rodilla en flexión en flexión de 90° y el sujeto al borde de una mesa, la flexión de la rodilla excluye la rotación de la cadera, punta del pie abajo y hacia afuera.

- ⌘ La rotación interna: Conduce la punta del pie adentro y tiene que ver con el movimiento de aducción del pie es de 30°.
- ⌘ La rotación externa: Punta del pie hacia fuera y tiene que ver con el movimiento de abducción del pie que es de 40°.
- ⌘ Rotación axial pasiva: El paciente se coloca boca abajo, con rodillas en flexión de 90° se toma el pie del sujeto con las 2 manos y se hace girar el pie, que la punta se dirija afuera y adentro.
- ⌘ Rotación axial automática: Se une a los movimientos de flexión y extensión, y tiene lugar al final de la extensión y al comienzo de la flexión, al extender la rodilla, el pie se va en rotación externa y al flexionar la rodilla va en rotación interna.

Arquitectura General Del Miembro Inferior

La orientación de los cóndilos femorales y patillos tibiales favorecen la flexión de la rodilla, la tibia se hace más ligera hacia atrás y se refuerza hacia adelante, y los cóndilos femorales se proyectan hacia atrás.

Las Superficies De La Flexión Y La Extensión

El movimiento principal que es el de flexión - extensión está condicionado por un tipo de articulación es que es la troclear, por lo tanto las superficies del extremo inferior del fémur forman una polea, los dos cóndilos femorales convexos en ambos sentidos forman las dos carillas de la polea, se prolongan hacia adelante por las dos carillas de la tróclea femoral. La garganta de la polea está representada por la tróclea femoral por delante y por detrás por la escotadura intercondilea.

En la parte tibial las superficies están formadas y organizadas sobre correderas paralelas incurvadas y cóncavas, separadas por una cresta, rama anterior-posterior donde está el macizo de las espinas tibiales.

Las glenoides corresponden a los cóndilos mientras que el macizo de las espinas tibiales se sitúa en la escotadura intercondilea, este conjunto constituye la articulación femorotibial.

Las Superficies En Función De La Rotación Axial

Para que se dé la rotación axial la cresta roma de la superficie inferior de la rodilla debe reducir su longitud por eso los dos extremos de la cresta se liman, de manera que sólo quede su parte medial que forma un pivote que se mete en la garganta de la polea y alrededor puede girar la superficie inferior, el pivote es el macizo de las espinas tibiales que forma la vertiente externa de la glenoide externa.

Perfil De Los Cóndilos Y De Las Glenoides

Los cóndilos son dos prominencias convexas en las dos direcciones, los ejes antero-posterior divergen hacia atrás, interno más que el externo entre la tróclea y los cóndilos está la ranura cóndilo-troclear.

La escotadura intercondilea: Está en el eje de la garganta troclear, la carilla externa de la tróclea, es más prominente que la interna; la curvatura de los cóndilos y de las glenoides no es uniforme es espiral que no tiene centro único sino que existen varios centros dispuestos a su vez sobre otro espiral por lo tanto la curvatura es un espiral de espiral.

- ★ La glenoides interna: Es cóncava hacia arriba y abajo.
- ★ La glenoides Externa: Es convexa hacia arriba en sentido sagital y cóncava en el sentido transversal.

Los Movimientos De Los Cóndilos Sobre Las Glenoides En La Flexión - Extensión

El desarrollo del cóndilo es 2 veces mayor que la longitud de la glenoide; el cóndilo rueda y resbala a la vez sobre la glenoide, permitiendo la flexión máxima y evitar la luxación posterior del cóndilo.

El cóndilo empieza por rodar sin resbalar, más tarde el deslizamiento se hace más prominente sobre la rodadura, al final de la flexión el cóndilo resbala sin rodar.

Para el cóndilo interno está rodadura sólo aparece durante los 10 a 15° de iniciada la flexión y para el cóndilo externo la rodadura va hasta el 20° de flexión por tanto el cóndilo externo rueda más que el interno. Lo que explica que el camino que recorre la glenoides es más largo.

Los Movimientos De Los Cóndilos Sobre La Glenoides En Los Movimientos De Rotación Axial

Los movimientos de rotación se realizan sólo cuando se hace flexión, la parte posterior de los cóndilos entra en contacto con la parte media de la glenoides.

En la rotación externa de la tibia bajo el fémur el cóndilo externo avanza sobre la glenoide externa mientras el cóndilo interno retrocede de la glenoide interna.

Durante la rotación interna, el cóndilo externo retrocede en su glenoide mientras que el cóndilo interno avanza en la glenoide interna.

Los movimientos antero.posterior de los cóndilos en su glenoide son:

1. Cóndilo Interno: Se desplaza poco en la concavidad de la glenoide interna.
2. Cóndilo Externo: Existe una diferencia pequeña pero real, posee un recorrido casi dos veces mayor sobre la convexidad de la glenoide externa mientras efectúa este movimiento.

La diferencia de forma entre las 2 glenoides se da en la forma de las espinas tibiales, así la cara externa de la espina externa es convexa de adelante a atrás, y la cara interna de la glenoide es cóncava debido a que la espina interna es más alta que la externa. Esto hace que actúe de tope y choca con el cóndilo interno y el cóndilo externo rodea a la espina externa.

Cápsula Articular

Tiene una forma de cilindro, se encuentra una depresión en su cara posterior formando un tabique sagital relacionado con los ligamentos cruzados, y que casi divide la cavidad articular en dos mitades externa e interna, en la cara anterior del cilindro se engarza la rótula, los bordes del cilindro se insertan en el fémur por arriba y en la tibia por debajo.

Inserción de los patillos tibiales: Pasa adelante y lados externo e interno de las superficies tibiales va al interior de la superficie retroespinal en contacto con las

glenoides pasa por las dos espinas tibiales para contornear, las inserciones tibiales de los ligamentos cruzados, que quedan fuera del límite de la cápsula.

- Inserción femoral de la cápsula

- 1) Por delante: Rodea por arriba la fosita supratroclear formando el fondo del saco cuadrípital.
- 2) A los lados: Por las carillas de la tróclea formando los fondos del saco laterorrotuliano, luego recorren el borde cartilaginoso de los cóndilos, y allí se dibujan las rampas capsulares y en el cóndilo externo, la inserción capsular pasa por encima de la fosita donde se fija el tendón poplíteo. La inserción de este músculo es intracapsular.
- 3) Por detrás y por arriba: El borde posterior del cartílago condíleo va inmediatamente por debajo de la inserción de los gemelos.

El ligamento adiposo: Es un paquete adiposo que tiene forma de pirámide cuadrangular y está formado por grasa ocupa un espacio entre la superficie prespinal de la plataforma tibial, la cara posterior del ligamento rotuliano y la parte inferior de la tróclea femoral. Este ligamento va desde el punto de la rótula al fondo de la escotadura intercondilea.

Capacidad articular o líquido sinovial: Es muy escaso, los movimientos de flexión y extensión aseguran el barrido permanente de las superficies articulares por la sinovial ayudando a la nutrición del cartílago y a que las superficies en contacto estén resbaladizas.

Desplazamiento De La Rotula Sobre El Fémur

La tróclea femoral y la escotadura intercondilea forman un canal vertical profundo y en su fondo se desliza la rótula. De este modo, la fuerza del cuadriceps, que se dirige oblicuamente, hacia arriba y hacia afuera se transforma en una fuerza estrictamente vertical. Por esto el movimiento normal de la rótula sobre el fémur durante la flexión es una traslación vertical a lo largo de la garganta de la tróclea y hasta escotadura intercondilea. El desplazamiento de la rótula equivale al doble de su longitud y lo efectúa mientras gira en torno a un eje transversal; su cara posterior, dirigida directamente atrás en posición de extensión, se orienta hacia arriba cuando la rótula al final de su recorrido se aplica en la flexión extrema, debajo de los cóndilos, por ello es una traslación circunferencial.

Este desplazamiento tan importante sólo es posible por que la rótula está unida al fémur por conexiones de longitud suficiente.

En condiciones normales, la rótula no se desplaza en sentido transversal sino que sólo lo hace de arriba a abajo. La rótula es aplicada muy fuertemente a su ranura

por el cuádriceps. Y lo está tanto más cuanto más acentuada es la flexión, al final de la extensión esta fuerza de coaptación disminuye, y en hiperextensión se despegan la rótula de la tróclea. En este momento la rótula tiene tendencia a ser rechazada hacia afuera ya que el tendón del cuádriceps y el ligamento rotuliano forman un ángulo obtuso abierta hacia afuera. La carilla externa de la tróclea mucho más prominente que la interna, es lo que impide la luxación de la rótula hacia afuera. Si debido a una mala formación congénita la carilla externa está menos desarrollada, la rótula ya no está suficientemente sujeta y se luxa hacia afuera en la extensión completa, este es el mecanismo de la luxación recidivante de la rótula.

Los Desplazamientos De La Rotula Sobre La Tibia

La rótula efectúa dos clases de movimiento con relación a la tibia en los movimientos de flexión, extensión o la rotación axial:

1. Movimientos de flexión y extensión: La rótula se desplaza en un plano sagital, a partir de su posición de extensión, retrocede y se desplaza a lo largo de un arco de circunferencia, que está situado a nivel de la tuberosidad anterior de la tibia y cuyo radio es igual a la longitud del ligamento rotuliano. Al mismo tiempo se inclina alrededor de 35° sobre sí misma, de tal manera que su cara posterior, que mira hacia atrás en la flexión máxima, está orientada hacia atrás

y hacia abajo. Por esto experimenta un movimiento de traslación circunferencial con respecto a la tibia.

2. Movimientos de rotación axial: Los desplazamientos de la rótula con relación a la tibia tiene lugar en un plano frontal. En la rotación interna, el fémur gira en rotación externa con respecto a la tibia y arrastra a la rótula hacia afuera, el ligamento rotuliano se hace oblicuo hacia abajo y adentro de manera que el ligamento rotuliano se hace oblicuo abajo y adentro.
3. La rotación Externa: El fémur lleva la rótula hacia adentro de manera que el ligamento rotuliano queda oblicuo hacia abajo y hacia afuera.

La Estabilidad Transversal De La Rodilla

La rodilla está sometida a fuerzas laterales importantes y la estructura de los extremos óseos traduce dichas violencias mecánicas, igual que en el extremo superior del fémur aquí se encuentran unos sistemas de trabéculas óseas que representan las líneas de fuerzas mecánicas:

- El extremo inferior del fémur está estructurado por dos sistemas trabeculares: Uno de ellos parte de la cortical interna y se expande por el cóndilo homolateral y por cóndilo contralateral; el otro parte de la cortical externa y adopta

una disposición simétrica; un sistema de fibras trabeculares horizontales une ambos cóndilos.

- El extremo superior de la tibia posee una estructura parecida, con dos sistemas que nacen de las corticales externa e interna y se reparten por debajo de la glenoide homolateral y de la glenoide contralateral, las dos glenoides están unidas por trabéculas horizontales.

Estabilidad Antero - Posterior De La Rodilla

En posición de alineación normal con flexión muy ligera la fuerza que representa el peso del cuerpo pasa por detrás del eje de flexión - extensión de la rodilla y la flexión tiende a acentuarse por si misma si no interviene la contracción estática del cuádriceps, por eso en esta posición es dispensable para la posición erecta. Pero si la rodilla se coloca en hiperextensión queda bloqueada por los elementos capsuloligamentarios posteriores y es posible mantener la posición erecta sin intervención del cuádriceps.

La limitación de la hiperextensión depende en lo esencial de los elementos capsuloligamentarios y de elementos musculares accesorios:

Los elementos capsuloligamentarios comprenden:

- 1) El plano fibroso posterior de la cápsula
- 2) Los ligamentos laterales y el cruzado posterointerno.

Papel Mecánico De Los Ligamentos Cruzados

Los ligamentos cruzados aseguran la estabilidad anteroposterior de la rodilla y permiten los movimientos de charnela mientras mantienen el contacto entre las superficies articulares.

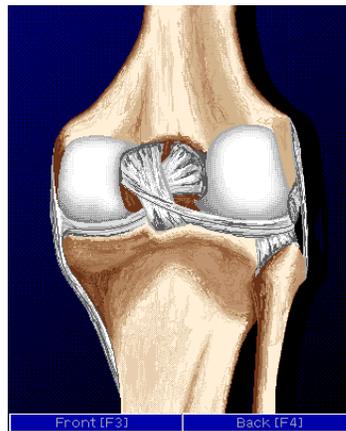


Figura 36

Los ligamentos cruzados de la rodilla están dispuestos y funcionan de modo parecido aunque su longitud no sea la misma y tampoco sean iguales las bases.

A partir de la posición de alineación normal, la flexión hace que la base femoral se incline y se ve como el ligamento cruzado posterointerno, mientras el punto de cruce de los ligamentos resbala hacia atrás, y como el anteroexterno se hace horizontal, acostándose así sobre la plataforma tibial es como el anteroexterno hiende el macizo de las espinas tibiales, en la flexión se coloca entre las dos espinas tibiales. En flexión de 90°, el anteroexterno está horizontal por completo mientras que el posterointerno pasa a la posición vertical. En flexión extrema el anteroexterno se encuentra distendido. En el otro extremo en la hiperextensión

los dos ligamentos cruzados están tensos: Sobre el anteroexterno cae el peso del fondo de la escotadura intercondilea, en lo que concierne a la tensión del posterointerno.

En la flexión el ligamento cruzado anteroexterno entra en acción y lleva el cóndilo hacia adelante. Por tanto se puede decir que el ligamento cruzado anteroexterno es responsable del deslizamiento del cóndilo hacia adelante, asociado a la rodadura hacia atrás.

En la extensión el ligamento cruzado posterointerno es responsable del deslizamiento del cóndilo hacia atrás asociado a la rodadura hacia adelante.

Estabilidad Rotatoria De La Rodilla En Extensión

Los movimientos de rotación axial de la rodilla sólo son posibles con la rodilla en flexión, mientras que en la extensión completa la rotación axial resulta imposible, está impedida por la tensión de los ligamentos laterales y cruzados.

Los ligamentos cruzados impiden la rotación interna en la rodilla en extensión. Y los ligamentos impiden la rotación externa en la rodilla en extensión.

Por esto la estabilidad rotatoria de la rodilla está asegurada por los ligamentos laterales y cruzados. (26)

Músculos

Miokinemáticamente actúan principalmente el cuádriceps y el tensor de la fascia lata en la extensión, y bíceps crural, semimembranoso, semitendinoso, gemelos y sartorio en la flexión. (25)

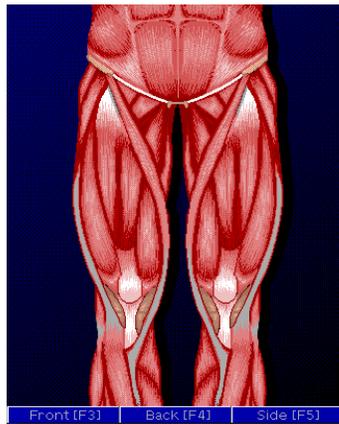


Figura 37

El cuádriceps crural es el músculo extensor de la rodilla, es potente, su superficie es de 148 cm, lo que unido a un recorrido de 8cm, le proporciona una potencia de trabajo de 42 Kgm. Este músculo es tres veces más potente que los flexores, desde el momento que se inicia la flexión más leve, el cuádriceps debe intervenir con gran energía para impedir la caída, por la flexión de la rodilla.

Está formado por cuatro músculos, que se insertan por un tendón terminal común, en la tuberosidad anterior de la tibia: Tres músculos monoarticulares, el crural, el vasto externo, y el vasto interno, y un músculo biarticular el recto anterior.

Los tres músculos monoarticulares son sólo extensores de la rodilla, con un componente lateral, en cuanto a los vastos, la contracción equilibrada de los dos engendra una fuerza dirigida en la dirección del eje del muslo, pero si uno de los dos predomina sobre el otro, la rótula puede quedar atraída hacia un lado en posición anormal, es un mecanismo que se ha involucrado en la luxación recidivante de la rótula. (26)

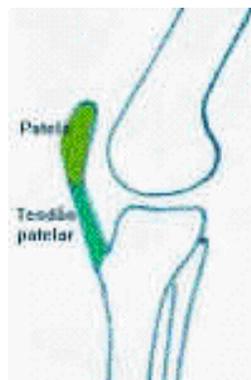


Figura 38

2.2 .2 LA MARCHA

2.2.2.1 Prerrequisitos de la marcha normal (De Luca)

Tienen como objetivo el disminuir los desplazamientos del centro de la masa y así conservar energía.

- α *Estabilidad en el apoyo*
- α *Elevación del pie durante el avance*
- α *Precolocación apropiada del pie durante el contacto inicial*
- α *Longitud adecuada del paso*
- α *Conservación de la energía.*
 - α Inclínación anterior de la hemipelvis del lado del apoyo (plano sagital)
 - La amplitud es de 5°

- El centro de gravedad se baja (conservando energía)
- α Rotación de la pelvis (plano transversal)
 - Rotación del lado derecho e izquierdo en la línea de progresión.
 - La magnitud de la rotación es de aproximadamente 4° a cada lado del eje central.
 - Su efecto es el aplanar el arco de la trayectoria del centro de gravedad para disminuir el gasto de energía.
- α Desplazamientos laterales de la pelvis
 - El centro de gravedad es desplazado lateralmente (horizontalmente) sobre el miembro inferior que apoya.
 - Este desplazamiento es producido por aducción de la cadera.
- α *Flexión de la rodilla en el lado del apoyo*
 - *Después del contacto inicial, la rodilla se fleja hasta que el pie asume la posición plantigrada.*
 - *El promedio de la flexión es de 15°.*
 - *Acorta el péndulo y reduce el desplazamiento vertical del arco reduciendo el gasto energético.*
- α *Valgo fisiológico de la rodilla.*
- α *Interacción entre la rodilla y el pie.*
 - *Trabajan juntos para ajustar la longitud del miembro inferior.*
 - *Suavizan el camino del centro de la masa en el plano de progresión.*
- α Arcos de movimiento

- El primer arco ocurre en el momento del apoyo inicial.
- El segundo es determinado por una rotación del pie sobre el eje del antepie en asociación con el levantamiento del talón.
- La plantiflexión del pie esta asociada con la iniciación de la flexión de la rodilla, manteniendo el centro de gravedad bajo, durante la progresión hacia delante.

2.2.2.2 Funciones fundamentales del ciclo de la marcha

FASES	0%	APOYO			60%	AVANCE		100%
PERIODOS	0% Apoyo doble	10% Apoyo unilateral		50% Apoyo doble	60% Apoyo unilateral			100%
SUB-FASES	Contacto inicial 0 – 2% Descarga del peso 2- 10%	Apoyo medio 10-30%	Apoyo terminal 30-50%	Pre- avance 50-60%	Avance inicial 60-75%	Avance interme dio 73-87%	Avance final 87- 100%	
EVENTOS	Pie toca la superficie de apoyo	Pie del lado opuesto se levanta	Inversió n de la presión contra el suelo	Pie contrala teral toca la superfici e de apoyo	Pie se levanta			Pie toca la superfici e de apoyo

Tabla 1.

Subfases de la fase de apoyo doble

El ciclo se puede subdividir en periodos específicos:

- apoyo doble – primer periodo
- apoyo doble – segundo periodo
- apoyo doble - primer periodo

Es la actividad que implica las mayores demandas durante el ciclo.

Subfases:

Periodos:

1. contacto inicial
2. descarga del peso

1. **Contacto Inicial** (no utilizar el término contacto con el talón)

Objetivo: Preparación apropiada del MI para la descarga del peso o del avance.

Es el punto durante el ciclo de la marcha el cual el pie hace contacto inicial con la superficie de apoyo. Este momento se representa el comienzo de la fase de apoyo.

Duración: 0% a 2% del ciclo

Evento crítico: contacto del pie con la superficie de apoyo.

2. Descarga Del Peso

Objetivos:

Descarga del peso del cuerpo absorbiendo el impacto.

Mantenimiento de la progresión hacia delante.

Mantenimiento de la estabilidad del MI, especialmente la lateral.

2.2.2.3 Ciclo de la marcha

Definición: es el periodo de tiempo entre un evento generalmente el contacto inicial de un pie, a la ocurrencia del mismo evento con el mismo pie (gait stride).

Fases del ciclo de la marcha

Cada fase tiene una meta final y un patrón determinado compuesto de sinérgias específicas para lograr ese objetivo meta.

La combinación secuencial de los componentes de cada fase, le permite al MI el lograr tres actividades básicas:

- Descarga de peso
- Apoyo unilateral
- Avance del MI.

1. Fase Básica del apoyo

Es el periodo de tiempo durante el cual el pie permanece en contacto con la superficie de apoyo.

En la marcha normal representa más o menos el 60% del ciclo de la marcha.

α Periodos de la fase de apoyo:

- a. apoyo doble
- b. apoyo unilateral

a. APOYO DOBLE

Periodo de tiempo cuando los dos pies están en contacto con la superficie de apoyo.

Este proceso ocurre dos veces durante el ciclo: al comienzo y al final de la fase de apoyo.

En la marcha normal representa aproximadamente el 10% al comienzo y el 10% al final de la fase de apoyo (en un ciclo).

Duración: 2% al 10% del ciclo.

Eventos críticos:

- Control de la flexión de la rodilla
- Control de la plantiflexión para la progresión hacia delante. Estabilización de la cadera.

Subfases del primer periodo

Periodo de tiempo cuando solamente un pie está en contacto con la superficie de apoyo.

Durante la marcha, es igual a la fase del avance del MI contralateral.

3. Apoyo Medio (mid stance):

Ocurre en el momento en que el pie del MI contralateral deja la superficie de apoyo.

Objetivos:

- La alineación (avance del peso del cuerpo) sobre el pie y utilización del impulso para mantener la estabilidad de la cadera y la rodilla (segunda mecedora).

Duración: 10% al 30% del ciclo.

4. Apoyo Final:

Ocurre desde el momento en que el talón, todo el pie o los dedos dejan la superficie de apoyo hasta el momento cuando el MI contralateral inicia el contacto con la superficie de apoyo.

Objetivos:

- El peso del cuerpo se mueve hacia delante del antepie.
- Causa una caída hacia delante del centro de la masa para causar aceleración (tercera mecedora del antepie).

Duración: del 30% al 59% del ciclo.

Eventos críticos:

- Elevación del talón
- Caída del cuerpo hacia delante.

Subfase del apoyo doble

5. Pre – avance o liberación del peso

Ocurre desde el momento en que el pie del MI contralateral hace contacto con la superficie de apoyo, hasta el momento en que el pie del mismo lado deja el apoyo.

Objetivo:

- Preparación del MI para el avance.

Duración: 50% al 60% del ciclo.

Evento crítico:

- Flexión de la rodilla

6. **Contacto Terminal**

Es el periodo durante el ciclo cuando el pie, los dedos o el talón pierden el contacto con la superficie de apoyo (no utilizar el término levantamiento de los dedos).

Representa el final de la fase de apoyo y la iniciación de la fase del avance.

Típicamente ocurre al 60% de la fase del ciclo.

Evento crítico: Despegue.

2. Fase Básica del avance

Es el periodo de tiempo durante el cual el pie no está en contacto con la superficie de apoyo.

En la marcha normal representa aproximadamente 40% del ciclo de la marcha.

En los casos en que el pie nunca deja la superficie de apoyo (arrastre del pie), se puede definir la fase cuando todas las porciones del pie están en movimiento hacia delante.

α **Periodos de la fase del avance**

1. Avance inicial
2. Avance intermedio
3. Avance terminal.

1. AVANCE INICIAL

Se inicia cuando el pie pierde el contacto con la superficie de apoyo.

Termina cuando el pie del MI del avance está paralelo con el MI contralateral.

Objetivos:

- El logro de un espacio entre la superficie de apoyo y el pie (normalmente es de 1 cm).
- El avance del muslo.
- La propulsión hacia delante.

Duración: 60% al 73% del ciclo.

Eventos críticos:

- Flexión de la cadera de 20%
- *Flexión de la rodilla de 60%*

2. AVANCE INTERMEDIO

Se inicia en el momento en que el pie del lado del avance está paralelo al MI contralateral.

Termina cuando la tibia está en posición vertical.

Objetivo:

- Mantener la distancia del pie y la superficie de apoyo.

Duración: 73 al 83% del ciclo.

Eventos críticos:

- Flexión de la cadera de 30%

- Dorsiflexión en neutro

3. AVANCE TERMINAL

Se inicia en el momento en que la tibia asume una posición vertical.

Termina en el momento en que se inicia el apoyo.

Objetivos:

- Desaceleración del MI
- Preparación del MI para el contacto inicial
- Aumento en la longitud del paso mediante extensión de la rodilla.

Duración: 87% al 100% del ciclo.

Evento crítico:

- *Extensión de la rodilla y control de los hamstrings.*

2.2.2.4 Funciones fundamentales de la rodilla durante los ciclos de la marcha

Plano sagital (flexión y extensión)

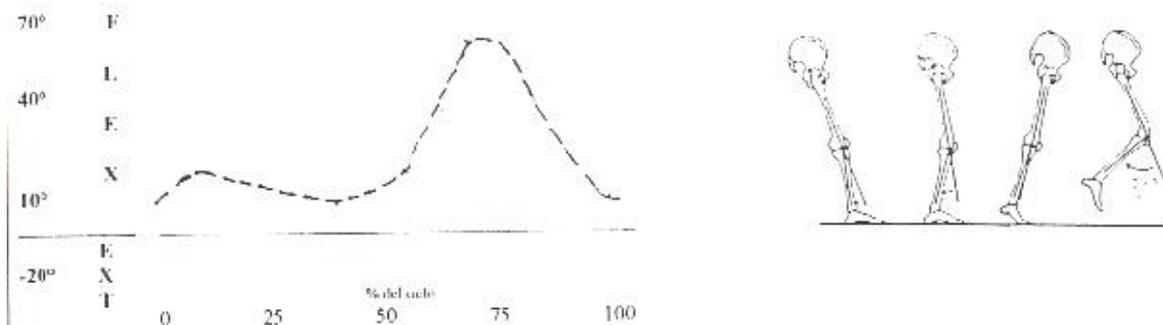


Figura 39

APOYO:

Descarga del peso	→	Flexión (fleja 7°)	de 8° a 15°
Apoyo intermedio terminal	→	Extensión (extiende 7°)	de 15° a 8°
Preavance	→	Flexión (fleja 27°)	de 8° a 35°

AVANCE:

Avance inicial	→	Flexión (fleja 28°)	de 35° a 64°
Avance intermedio	→	Extensión (extiende 29°)	de 64 a 35°
Avance terminal	→	Extensión (extiende 27°)	de 35° a 8°

AMPLITUD TOTAL DE MOVIMIENTO: 60°

(27)

2.2.3 Malalineamiento Patelofemoral

La mala alineación femorrotuliana habitualmente hace referencia a uno de dos trastornos: una rótula que se ubica en un sitio demasiado elevado o una rotula que presenta subluxación lateral. La rotula alta se diagnostica cuando la longitud del tendón infrarrotuliano con respecto a la longitud de la rotula en el perfil es mayor de 1:1.2. Las causas más comunes de rotula alta son la parálisis cerebral y las rupturas del tendón rotuliano. La subluxación rotuliana se manifiesta en las proyecciones de Merchant o Montain mediante un ángulo de congruencia mayor de 16°. (28)

Signos clínicos: la primera manifestación que produce el malalineamiento patelofemoral es el dolor, que característicamente se agudiza al subir y bajar escaleras y aumenta considerablemente cuando se permanece con la rodilla en flexión prolongada.

Cuando se presentan bloqueos éstos son más frecuentes con la rodilla en completa extensión, a diferencia de los bloqueos por otras causas que ocurren principalmente con ésta en flexión; son frecuentes los traquidos durante los movimientos de flexión y extensión, algunas veces audibles a distancia y que siempre son palpables durante el examen clínico como una crepitación. En algunas ocasiones se presenta edema peripatelar y con cierta frecuencia hay derrame, aunque estos últimos no son constantes.

2.2.3.1 Hallazgos Clínicos

La manifestación más clara del problema patelofemoral es la displasia del vasto medial oblicuo, displasia caracterizada por atrofia severa de este músculo; hasta el punto que en algunos pacientes es imposible palparlo o palpar su contracción cuando se ordena que la realice. El ángulo Q generalmente se encuentra aumentado entre 20 y 35 ° y excepcionalmente hasta 40° . Con relativa frecuencia se encuentra un aumento del valgo fisiológico de la articulación, conformando un valgo real y ocasionalmente se presenta un genu-varo.

Al practicar con presión patelofemoral llevando la rótula de arriba abajo y hacia los lados, se despierta dolor y se puede palpar la crepitación característica. La hipermovilidad patelar es frecuente en estos pacientes.

Las radiografías axiales de patela tienen importancia cuando se toman a 20 ° de flexión (técnica de Laurin), ya que la rotula se encuentra ligeramente lateralizada en extensión, pero en 20° de flexión debe estar centrada.

Según la severidad del malalineamiento patelofemoral, este se puede clasificar en diferentes estadios:

Rotula inclinada solamente, rotula subluxada sin inclinación, rotula subluxada e inclinada, luxación recidivante, luxación habitual y luxación permanente.

🌐 Rotula inclinada: Se presenta cuando por retracción del retináculo lateral y elongación del interno hay un estrechamiento del espacio patelofemoral externo y un ensanchamiento del interno, sin lateralización de la rotula. La subluxación es cuando la rotula se encuentra lateralizada a 20° o más de flexión. Se denomina luxación recidivante a la rotula mal alineada que presenta luxaciones frecuentes. Esta luxación es extremadamente dolorosa. La luxación habitual es aquella en la cual con la rodilla extendida la rotula se lateraliza hasta llegar a la luxación y en el momento de flejarse se reduce

completamente ocurriendo esto en cada episodio de flexión-extensión. La luxación permanente es de tipo congénito es bastante rara y curiosamente indolora. Permanece la rotula lateralizada en posición de luxación durante todo el arco de movimiento y es frecuente que el paciente llegue a la edad adulta sin darse cuenta que presenta este problema. En la luxación paradójica por el contrario la rotula esta completamente reducida en extensión y se luxa en la flexión cuando para por encima de los 45°. Este tipo de luxación es raro y se debe principalmente a la retracción de los ligamentos patelotibiales.

Una patela es inestable cuando se sale del surco proximal por tener los retináculos muy laxos principalmente el interno, por tener retraído el retináculo externo, por tener un surco poco profundo; o por ser displásica.

Todo esto lleva a una lateralización lo que puede causar dolor patelofemoral, facilitar episodios de subluxación o, un poco más grave, episodios de luxación.

Las alteraciones la alineación producen una excursión anómala de la rotula en el surco patelofemoral y una alteración en la distribución de las presiones en la articulación lo que puede asociarse o no a condromalacia, y causar o no dolor patelofemoral.

El diagnóstico diferencial se debe realizar con las bursitis, tendinitis, lesiones meniscales, plica sinovial, enfermedad de Hoffa, sobre uso y distrofia simpático refleja. (29)

2.2.3.2 Clasificación De Las Alteraciones Femorrotulianas

Se han hecho diversos intentos para clasificar las alteraciones femorrotulinas, pero ahora se da importancia a dos elementos:

1. Condromalacia que debe ser utilizado para describir la lesión del cartílago rotuliano articular observado durante la artrotomía o la artroscopia o sospechado por la clínica cuando existe una clara crepitación femorrotuliana durante la extensión activa de la rodilla. La condromalacia es secundaria a la sobrecarga, a la alineación viciosa femorrotuliana o por un traumatismo directo.
2. El segundo hecho es el reconocimiento de un grupo de alteraciones que pueden ser denominadas alineación viciosa femorrotuliana o displasia. En ella se incluye, en un grado variable, el aumento del ángulo Q, el cabalgamiento de la rótula en el surco femoral plano, la trayectoria o encarrilamiento lateral de la rótula, la hipoplasia del vasto medial oblicuo, el aumento de la anteversión lateral y la rotación tibial externa compensatoria. (30)

Clasificación De Insall De Las Alteraciones Femorrotulianas	
○ Presencia de daño del cartílago	
↳ Condromalacia	
↳ Artrosis	
↳ fracturas osteocondrales	
↳ osteocondritis disecante	
○ Daño variable del cartílago	
↳ Síndromes de alineación viciosa	
↳ Plicas sinoviales	
○ Generalmente con cartílago normal	
↳ Causas prerrotulianas: bursitis, tendinitis	
↳ Síndrome por exceso de uso	
↳ Distrofia simpática refleja Síndrome regional complejo	
↳ Anormalidades rotulianas. (28)	

Tabla 2.

Condromalacia rotuliana:

Se define como el reblandecimiento del cartílago articular de la rotula de origen diverso.

La etiología principal de la condromalacia de la patela es un malalineamiento patelofemoral, en algunos casos puede ser secundaria al trauma directo.

Existen tres categorías diferentes un tipo idiopático primario que aparece en adolescentes y adultos jóvenes, que produce dolor persistente crónico y que

remite consecuencias escasas o nulas; un tipo adolescente secundario consecutivo a traumatismo directo de la rotula o a traumatismos repetidos de desplazamientos rotulianos y que a menudo con la progresión de la edad conduce a la artrosis, y un tipo adulto, que tiene su origen en época tan temprana como la segunda década en que aparecen lesiones artróticas sin síntomas, que aumenta con la progresión de la edad y que llega a presentar síntomas hacia la edad mediana de la vida. (11)

El cartílago rotuliano de la rodilla se puede resquebrajar y hasta romper por ejercicios mal hechos o por exceso de los mismos. (29)

La condromalacia afecta con más frecuencia a adolescentes y adultos jóvenes y puede ser primaria o secundaria a un traumatismo.

La patela alta, un ángulo de valgo aumentado, y la hipoplasia del cóndilo femoral puede predisponer al paciente a los cambios cartilaginosos que afectan tanto a la cara medial como a la cara lateral. La esclerosis o hiperemia del hueso subcondral se puede asociar con cambios del cartílago articular que incluyen edema y fisuración. Los síntomas de la condromalacia pueden simular en algunos casos patología meniscal. La condromalacia degenerativa puede afectar a las caras medial o lateral de la rótula, dependiendo de la causa subyacente.

Entre las causas de condromalacia aguda están la inestabilidad, el traumatismo directo y la fractura. Las causas de condromalacia crónica son la subluxación, un ángulo Q aumentado, desequilibrio del cuádriceps, mala alineación post-traumática, síndrome de hiperpresión lateral, efectos directos de un traumatismo o presión directa o lesiones del LCP.

La condromalacia también pueden presentarse con un patrón degenerativo basal o superficial. La degeneración afecta más a la población joven y se asocia con roturas postraumáticas del colágeno basal, que lleva al reblandecimiento del cartílago, y posteriormente a vesículas, úlceras y fragmentación.

El patrón de degeneración superficial del cartílago articular rotuliano se produce en población mayor, empezando con una pérdida de sustancia base de la matriz cartilaginosa que finalmente llevará a la exposición del hueso subcondral. (31)

Esta patología se caracteriza por el dolor acentuado en la flexión de la rodilla y por crepitaciones asociadas que persisten por espacio de varios años sin mejorar ni empeorar. Muchos pacientes se recuperan espontáneamente, por lo que el síndrome no presupone la aparición de la artrosis en edad avanzada. (30)

En la condromalacia se encuentra una alineación femorrotuliana viciosa. Ficat y col, describieron el síndrome de presión lateral excesiva como consistente en la

inclinación lateral de la rótula alrededor de la cresta central, producida por el acortamiento del retináculo lateral. De acuerdo con este mecanismo patogénico, se definió una zona crítica que soporta las fuerzas más intensas de compresión y de cizallamiento y que en consecuencia presenta la incidencia más elevada de degeneración cartilaginosa. La zona crítica se ubica sobre la cresta de la rótula con cierta extensión hacia la cara lateral. En dirección craneo-caudal, las partes proximal y distal del cartílago suelen estar indemnes, mientras que la parte central resulta alterada.

La convexidad de la cresta central de la rótula está cubierta por una capa espesa de cartílago. Esto crea una cresta vertical que está expuesta a las fuerzas laterales de cizallamiento, que están aumentadas en la rodilla con alineación viciosa. La deformación del cartílago articular puede producir una carga anormal del hueso subcondral y dolor aun en ausencia de lesiones del cartílago. La deformación repetida del cartílago alrededor de la cresta puede ser la responsable del ablandamiento y de la fisuración del cartílago y por último su degeneración. (28)

La congruencia entre las superficies posterior de la rótula y los cóndilos femorales varía según diferentes ángulos de flexión. La carilla rotuliana externa es cóncava en dos planos y está en íntimo contacto con el cóndilo femoral externo en la mayor parte de la amplitud articular. La carilla interna es algo convexa y solo toma contacto con el cóndilo femoral interno en una pequeña porción de su superficie. El

contacto entre la rótula y el fémur está cerca del comienzo de la flexión, pero este contacto desaparece lentamente hacia afuera con la flexión sucesiva más allá de los 90°. En este punto de flexión el área de contacto o fricción entre la carilla interna y el cóndilo femoral interno corresponde al lugar de las alteraciones tempranas de artrosis, que en su comienzo puede denominarse condromalacia. (30)

Subluxación Y Luxación De La Rotula

La subluxación y luxación de la rótula pueden ser agrupadas dentro de la categoría de inestabilidad rotuliana. La diferencia radica en el grado de la trayectoria y no en su naturaleza. La luxación es una alteración de trayectoria normal de la rótula en la que, sin embargo, la rótula permanece dentro del surco femoral. La luxación significa que la rótula se ha desplazado por completo fuera del surco. Por lo tanto, a menos que el paciente haya notado la rótula ubicada en la cara lateral de la rodilla, puede ser imposible saber si durante un episodio único de inestabilidad, el hueso se luxó o se subluxó. Además la rótula puede mostrar una trayectoria lateralizada sin episodios de inestabilidad.

Desde el punto de vista clínico se pueden encontrar las siguientes: Luxación aguda, subluxación crónica y luxación recurrente, habitual y permanente de la rótula.

Luxación Aguda De La Rotula

El diagnóstico de luxación aguda de la rótula se aplica en aquellas rodillas que son vistas luego del primer episodio de luxación.

Síntomas:

En general el paciente acude al servicio informando que durante un movimiento de torsión de la rodilla, sintió un chasquido, se aflojó la rodilla y se cayó al suelo. El paciente puede haber sido capaz de observar la rótula en la cara lateral de la rodilla. En ese momento, la rodilla es enderezada y la rótula se reubica en el surco. Se observa el rápido desarrollo de la tumefacción articular. Por lo tanto, en los servicios de emergencia es poco inusual observar la rótula todavía en posición de luxación.

Si el paciente ha observado el desplazamiento lateral de la rótula, el diagnóstico de luxación es sencillo. De otra forma puede ser difícil. Se encuentra una rodilla inflamada y dolorosa, sin antecedentes específicos de aflojamiento articular. La aspiración de la articulación demuestra la hemartrosis y la presencia de gotas de grasa si ha habido una fractura osteocondral asociada.

Se debe interrogar en forma minuciosa respecto del mecanismo del traumatismo, ya que ello revela que el paciente estaba de pie fijo en el suelo mientras el fémur rotaba hacia adentro, en relación con la posición de la tibia, y con el cuádriceps en

contracción como sucede en el acto de cambiar la dirección durante la carrera. En esta posición el ángulo Q aumenta y la contracción del cuádriceps tracciona la rótula hacia afuera.

Más rara vez puede existir un golpe directo sobre el lado medial de la rodilla que causa la luxación de la rótula sin que la rodilla se encuentre en malalineamiento.

Examen Físico:

Si la rodilla se encuentra muy inflamada, el examen físico se realiza mejor después de haber aspirado la articulación. La palpación del retináculo medial causa dolor. Los intentos para desplazar la rótula hacia afuera son evidenciados por mecanismos de aprensión. Las pruebas de estabilidad de los ligamentos se hacen con mucha dificultad como consecuencia de la contractura muscular, pero en algunos pacientes pueden ser capaces de confirmar la existencia del un ligamento cruzado anterior intacto mediante la prueba de Lachman. Realizaba con suavidad.

El diagnóstico diferencial se debe hacer con la lesión del ligamento cruzado anterior y con la ruptura del tendón del cuádriceps o el rotuliano. Este último diagnóstico puede ser excluido pidiendo al paciente que levante la pierna estirada. Si el paciente es incapaz de efectuar esta maniobra y además muestra un defecto por encima o por debajo de la rótula, se confirma el diagnóstico.

Si se sospecha la luxación aguda de la rótula, resulta informativo examinar la rodilla opuesta. Las evidencias de alineación viciosa o de trayectoria anormal de la rótula pueden reforzar el diagnóstico correcto.

Examen Radiográfico

Se deben obtener placas en posición anteroposterior, lateral y con proyecciones axiales en todo paciente en el que se sospecha la luxación aguda de la rótula. Se ha encontrado que la proyección de Merchant se puede obtener con facilidad en estos pacientes. El desplazamiento lateral de la rótula dentro del surco femoral puede ser evidente aunque es menos frecuente que en las rodillas con luxación patelar recurrente.

Las proyecciones oblicuas y la escotadura pueden ser necesarias para excluir la presencia de fracturas osteocondrales de la carilla medial de la rótula o del cóndilo femoral lateral. Estas lesiones suelen producirse durante la reubicación de la rótula luxada. Cuando la carilla medial golpea contra el cóndilo femoral lateral. Este choque se agrava con la contracción del cuádriceps. La frecuencia de las fracturas osteocondrales asociadas, encontradas en las rodillas con luxación aguda de la rótula ha sido comunicada en alrededor del 5% de los pacientes. En 18 rodillas con esta asociación. La fractura comprometía la cara inferior medial de la rótula en 14 ocasiones, el cóndilo femoral lateral en 2 y ambas estructuras en 2. La ausencia de fragmentos osteocondrales en las radiografías no excluye la

ausencia del daño en la superficie articular. De hecho, el examen artroscópico de la rodilla con una luxación aguda de la rótula ha revelado a menudo lesiones extensas del cartílago articular de la rótula o del cóndilo femoral lateral, o de ambos. Más rara vez se pueden fracturar una parte importante de la rótula durante la luxación aguda.

Subluxación Crónica De La Rotula

En esta categoría están incluidas las rodillas con dolor rotuliano, en las que se revela un desplazamiento lateral de la rótula. Estas rodillas pueden ser consideradas como una situación intermedia de la displasia del aparato extensor, que se ubica en el síndrome de compresión lateral de la rótula y la luxación recurrente: Los pacientes refieren dolor, Al igual que los que padecen el síndrome de compresión lateral de la rótula, pero la rótula muestra una trayectoria lateralizada (como en las rodillas afectadas por una luxación recurrente).

Luxación Recurrente De La Rotula

La mayor parte de las veces el paciente se encuentra en la segunda década de la vida. Diversos autores han mostrado una predominancia femenina. Pero Hughston ha señalado que también son afectados los varones jóvenes que practican deportes. El paciente describe un episodio inicial de luxación rotuliana, que fue tratado en forma conservadora. Luego de este accidente inicial se han presentado uno más episodios similares de inestabilidad relacionados con traumatismos

triviales. Su gravedad puede variar desde formas leves con sólo la sensación de inseguridad, hasta luxaciones verdaderas con la presencia de la rótula en la cara externa de la rodilla. Crosby e Insall han observado que el número de luxaciones disminuye con el aumento de la edad. (28)

La luxación o subluxación recurrente se puede ver acompañada de laxitud ligamentaria. Una banda iliotibial y una inserción del vasto lateral anormales pueden producir una tracción rotuliana lateral. Las lesiones musculares intrínsecas y la lesión de partes blandas, incluyendo las lesiones del retináculo rotuliano medial pueden desembocar en luxaciones recurrentes, como puede ser un surco femoral y un cóndilo femoral hipoplásicos. Las distintas formas de la rótula especialmente una cara rotuliana interna pequeña y convexa, pueden tener tendencia a producir dislocaciones recurrentes.

La patela alta con pérdida del efecto de contrafuerte del cóndilo femoral lateral, es una causa conocida de luxación o subluxación rotuliano. (31)

Cuadro Clínico

EL episodio inicial se desencadena habitualmente por un traumatismo, representado por una torsión externa de la pierna mientras la rodilla está completamente extendida con lo que el tendón rotuliano se desplaza hacia afuera. La primera luxación aparece típicamente en un adolescente; es aguda y va

acompañada de dolor intenso y el individuo cae al suelo la deformidad es evidente.

La prominencia ósea de la rótula aparece sobre la cara externa de la rodilla y la propia rodilla se mantiene en flexión discreta. La reducción se consigue por extensión de la rodilla y flexión de la cadera, lo que permite relajar el músculo cuádriceps. Se reduce entonces la rótula sobre el cóndilo externo. El dolor se alivia inmediatamente. La luxación va acompañada necesariamente de la cápsula a nivel del borde interno de la rótula. Como resultado en esta localización se experimenta un dolor moderado. La hemorragia en el interior de la cavidad articular produce distensión de la rodilla con líquido sinovial sanguinolento. Subsiguientemente remite el derrame intra-articular, y las fibras aponeuróticas internas se reinsertan de forma espontánea en la rótula por un tejido débil y delgado que permite la recidiva del desplazamiento externo. Con frecuencia el paciente se queja de deslizamiento de la rótula que se desplaza sobre el cóndilo femoral externo, como si la rótula se quisiera luxar por completo. Eventualmente la luxación recidiva en muchos casos y se produce el mismo caso clínico.

A medida que aumenta el número de las luxaciones, las superficies opuestas de la rótula y del cóndilo femoral externo se erosionan y se adelgazan y sobrevienen los síntomas propios de la artropatía degenerativa femororrotuliana. Las estructuras capsulares internas están notoriamente distendidas, se alarga el tendón rotuliano

con el consiguiente desplazamiento de la rótula hacia arriba, y aparecen nuevos desplazamientos con mayor facilidad y menor dolor y derrame.

Factores que contribuyen a la luxación rotuliana:

- 1 Genu valgum
- 1 Cóndilo femoral externo aplanado.
- 1 Alargamiento del tendón rotuliano revelado por la situación alta de la rótula.
- 1 Vasto interno deficiente
- 1 Torsión tibial externa, inserción externa del tendón rotuliano o ambas conjuntamente.
- 1 Rótula deformada.
- 1 Surco rotuliano aplanado sobre el fémur.
- 1 Laxitud capsular interna:

Inserción anormal de la cintilla iliotibial sobre la rótula. En ocasiones bandas tensas se insertan en el polo superior, en el borde externo de la rótula o en ambos. La cintilla iliotibial ocupa una situación anterior con respecto al eje de movimiento de la rodilla al eje de movimiento de la rodilla completamente extendida, pero cuando la rodilla está flexionada pasa por detrás de dicho eje.

Por consiguiente durante la flexión de la rodilla m la cintilla tibial si está anormalmente insertada en al rótula, desplazará a está hacia afuera. Si la rótula se mantiene firmemente fija en el surco intercondíleo, la rodilla no puede flexionarse

más allá del punto en el que la cintilla iliotibial pasa por detrás del eje de movimiento. (31)

Examen Físico

Primero se observa al paciente al paciente en posición de pie para establecer la presencia de deformidades angulares, así como la inclinación de la rótula. Se debe registrar toda la pronación excesiva del pie.

El signo de la luxación lateral en extensión. La rótula está centrada en el surco cuando la rodilla está flexionada en 90^a, pero se desplaza hacia afuera cuando sale del surco. La subluxación suele estar acompañada de inclinación lateral de la rótula, es decir su borde lateral es significativamente más bajo que el medial cuando se realiza la extensión. En los casos más graves, la subluxación lateral de la rótula puede ser brusca y dolorosa y estar acompañada de una pérdida de la extensión.

Con el paciente en posición supina se mide el ángulo Q. Con la rodilla en extensión, el ángulo es normal en la mayoría de los casos ya que la rótula está desplazada hacia afuera. El aumento anormal del ángulo Q (y del desplazamiento lateral de la tuberosidad tibial) se puede apreciar mejor con la rodilla flexionada a 90° ya que la rótula se ubica en el surco femoral.

La atrofia del cuádriceps y la hipoplasia del vasto medial oblicuo pueden ser evaluadas mejor al pedir al paciente que contraiga el cuádriceps. Debe sobresalir el vasto medial oblicuo y observarse su inserción en la rótula.

Con la rodilla en extensión se puede estimar la movilidad general de la rótula. La mejor forma de hacerlo es encajando la rótula en el surco femoral con la rodilla flexionada en 30°. Se empuja la rótula, en forma alternativa hacia adentro y hacia afuera, mientras el cuádriceps se encuentra relajado.

Por último se realiza la prueba de aprensión por Fairbank, esta prueba debe ser realizada con suavidad.

El papel del vasto medial oblicuo ha sido investigado con electromiografía por Mariani y Caruso. Estos autores examinaron 5 controles normales y 8 rodillas con subluxación de la rótula. Las electromiografías del vasto medial oblicuo y del vasto lateral se obtuvieron en forma simultánea con el paciente sentado y con extensión activa de la rodilla, desde 90° de flexión hasta la extensión completa, contra una resistencia leve. Los sujetos normales mostraban niveles normales de actividad en ambos vastos, entre 30° de flexión y la extensión completa. En 7 de las 8 rodillas con subluxación de la rótula el vasto medial oblicuo mostró una actividad reducida en toda la amplitud del movimiento y en particular entre los 30° y la

extensión completa. Datos similares fueron obtenidos examinando rodillas asintomáticas de pacientes con subluxación. (28)

Evaluación Radiográfica

Las medidas radiográficas de la congruencia femorrotuliana incluyen el ángulo de sulcus, ángulo de congruencia, ángulo femorrotuliano lateral, y el índice femorrotuliano. Estas medidas también se adaptan a la RM para comprobar la alineación entre la rótula y el surco troclear. El ángulo sulcus está formado por los cóndilos y tiene un valor medio de 138° . Con una desviación estándar de 6° . Este ángulo se correlaciona con displasia y luxaciones recurrentes como indicador de inestabilidad. Un ángulo mayor indica displasia, así como un riesgo mayor de mala alineación.

Entre las formas de mala alineación de la rótula, está la rótula basculada, con o sin subluxación asociada. La basculación de la rótula crónica puede derivar de un síndrome de hiperpresión lateral. La subluxación o luxación puede estar causada por traumatismo sin una mala alineación preexistente.

Luxación Crónica De La Rotula

En ella se incluye las rodillas con una rótula que se luxa hacia afuera cada vez que se flexiona la articulación y que vuelve hacia la línea media con la extensión

(luxación habitual). En los casos más graves, la rótula está luxada hacia afuera permanentemente.

La luxación crónica de la rótula suele ser detectada en la primera década de la vida. Esta afección puede ser clasificada como congénita o adquirida: La forma adquirida corresponde a aquellos casos en los que se puede reconocer un factor etiológico, como inyecciones simultáneas en el muslo, o más rara vez, el traumatismo. La condición de luxación crónica de la rodilla tiene alguna relación con la contractura del cuádriceps, que también afecta a los niños en la primera década de la vida.

Las inyecciones intramusculares parecen ser la causa principal de la fibrosis del cuádriceps y de su retracción.

Aspectos Clínicos

La forma congénita de la luxación crónica de la rótula rara vez es detectada en el nacimiento debido a las pequeñas dimensiones de la rótula. Su ubicación lateral desarrollo tardío del núcleo de osificación, que convierte en no informativas las radiografías obtenidas en lactantes.

La situación clínica más frecuente aparece cuando los padres notan que el niño tiene dificultades para incorporarse de la posición de sentado a cuclillas. Incluso si

la marcha y el levantamiento de la pierna estirada fuera posible, la fuerza del cuadriceps se encuentra muy reducida. La rodilla en 90° de flexión se parece más ancha que la opuesta normal y el cóndilo femoral lateral puede ser palpado fácilmente bajo la piel. Si la deformación ha persistido por un tiempo suficiente pueden desarrollarse deformidades secundarias como alineación en valgo de las rodillas y torsión tibial externa fija. Si se evita la luxación de la rótula la flexión de la rodilla puede estar muy limitada por la tensión del cuadriceps.

Cuadro Clínico

Por lo general existen antecedentes de varias inyecciones intramusculares en los muslos, aplicadas en los primeros días de la vida para tratar alguna afección grave. El diagnóstico puede ser omitido hasta los 4 o 5 años de edad o aún más tarde. Algunos casos parecen ser secundarios a traumatismos. EL paciente refiere que la rodilla era normal hasta que un traumatismo produjo la luxación lateral de la rótula. Después de este episodio se desarrolló la luxación lateral durante la flexión. Dado que las anomalías óseas típicas de las luxaciones rotulianas de larga evolución están ausentes en algunos casos, parece posible que el traumatismo haya jugado un papel importante. (31)

Síndrome De Compresión Lateral De La Rotula

La definición original para el síndrome de compresión lateral (LPCS) del texto de Ficat y Hungerford permanece como la mejor. " Este es, entonces, un síndrome en

el cual la patela esta bien centrada en el surco troclear y estable, pero en la cual hay una lateralización funcional en una faceta lateral predominantemente tanto fisiológica como anatómicamente.

En la segunda edición de *Disorders of the Patellofemoral Joint* de Fulkerson y Hungerford, la terminología original es cambiada por un nuevo término Inclinación patelar / compresión y redefinido como un síndrome “caracterizado clínicamente por dolor y radiológicamente por inclinación patelar que se evidencia en la radiografía axial patelofemoral, Tomografía computarizada, scan, o imagen de resonancia magnética”. Esta nueva terminología no solo aumenta la confusión de los desordenes patelofemorales, también la nueva definición cambia el foco de la idea acerca de “lateralización funcional” y esto implica un incremento del ángulo del cuadriceps y lo encontrado en una radiografía (inclinación).

La existencia de una sola una excesiva presión lateral no establece el diagnóstico de LPCS; la patela debe estar bien centrada y estable en la tróclea. En la siguiente forma más severa de displasia, la excesiva presión lateral está presente, pero también en este caso la patela esta subluxada e incongruente en la tróclea. (32)

Este síndrome se caracteriza clínicamente por dolor, y en el estudio radiológico, por la ubicación de la rótula centrada en el surco.

Síntomas

Los síntomas básicos ya han sido descritos en secciones anteriores. En su forma típica, el dolor es sordo, mal localizado y aumenta con las actividades que sobrecargan la articulación femorrotuliana como, por ejemplo subir escaleras, estar en cuclillas y la posición de sentado prolongada con las rodillas flexionadas. El comienzo de los síntomas puede aparecer luego de un traumatismo, ya sea directo sobre la rótula o luego de una torsión brusca. Sin embargo la naturaleza del traumatismo, ya sea directo sobre la rótula o luego de una torsión brusca. Por otra parte la alineación viciosa del miembro inferior parece ser el común denominador de este grupo de pacientes, incluidos un ángulo Q aumentado y un retináculo lateral ajustado.

El bloqueo o captura momentánea suelen ser comunicados por el paciente y pueden ser producidos por una inhibición momentánea del cuádriceps, dependiendo del dolor, o de alguna irregularidad del cartílago que bloquea el deslizamiento de la rótula durante la extensión.

Resulta difícil diferenciar a los pacientes que sufren de compresión lateral de la rótula de los episodios de bloqueo observado en los pacientes que presentan inestabilidad verdadera de la rótula. Sin embargo el bloqueo encontrado en las rodillas con síndrome de compresión lateral de la rótula suele ser un síntoma secundario. Faltan los episodios verdaderos de inestabilidad rotuliana, seguidos

por una tumefacción considerable que persiste por algunos días. La prueba de la aprensión es negativa.

Etiología del dolor femorrotuliano

Se han propuesto diversas teorías para explicar la presencia del dolor en los síndromes de alineación viciosa. Dado que la condromalacia era el signo más llamativo, se supuso que el dolor provenía de la superficie articular dañada y de esta forma el dolor rotuliano y la condromalacia se consideraron sinónimos. Esta hipótesis ha sido criticada por que: 1 El cartílago carece de inervación y por lo tanto es insensible y 2 se ha encontrado que el dolor rotuliano puede estar presente acompañado por un cartílago articular intacto. En la actualidad se acepta que en general la condromalacia en el síndrome de alineación viciosa es un fenómeno secundario.

Para explicar la patogenia del dolor en los síndromes de alineación viciosa se han propuesto dos hipótesis:

- 1) Carga lateral anormal sobre la superficie ósea de la rótula.
- 2) Tensión excesiva del ligamento lateral.

Insall ha sugerido que la carga lateral de la cresta rotuliana está aumentada en los síndromes de alineación viciosa. (28)

2.2.3.3 Tratamiento

Quirúrgico

El tratamiento quirúrgico debe instituirse ante el fracaso de un tratamiento conservador o ante la evidencia de una luxación recidivante de la rótula. Son muchas las técnicas quirúrgicas que se han utilizado hasta el momento, pero en la actualidad las que aún se utilizan son la operación de Madigan, Insall, Elmslie-Trillat, Hughston, Maquet y la liberación externa.

La operación de Madigan consiste en el desplazamiento hacia fuera de las fibras correspondientes al Vasto Medialis Obliquus, con el objeto de traccionar la rótula hacia adentro.

La operación de Insall consiste en el movimiento de todas las fibras distales del Vasto interno y el Vasto Medialis Obliquus, en una longitud de 12,5 centímetros proximal al polo superior de la rótula. Se procede a seccionar todo el retináculo interno desde 3 centímetros distal a la rótula hasta 12.5 centímetros proximal a la misma y toda esta estructura se adelanta hacia el otro lado suturándola sobre el borde interna de la liberación del retináculo externo; esto hace que la rótula se tracciona medialmente y el ángulo Q se modifica en su función disminuyendo su valor.

La operación de Elmslie-Trillat consiste en una liberación externa, acompañada del desplazamiento hacia el lado interno de la tuberosidad anterior de la tibia. Se realiza una incisión transversa de 6 cm sobre la tuberosidad anterior de la tibia, se disecciona el borde externo del ligamento rotuliano y se incide el periostio del borde externo de la tuberosidad sin levantarlo. Se realiza una osteotomía coronal de la Tuberosidad con un cincel extraplano dejando una bisagra distal. Se levanta dicha tuberosidad realizando palanca con el cincel, de proximal a distal, de forma que ésta queda unida al periostio distal e interno y a través de la osteotomía se levanta el periostio interno sin seccionarlo. Se desplaza hacia el lado interno la Tuberosidad y antes de fijarla se revisa con el artroscopio la posición patelar para evitar sobrecorrecciones. El ángulo Q no debe disminuirse por debajo de 8°. Si por el contrario la rótula no centra completamente, a pesar de lo anterior, se realiza una plicadura del retináculo interno a través de la misma incisión.

La operación de Hughston es la combinación de la operación de Madigan con la de Elmslie Trillat.

La cirugía de Maquet consiste en producir un avance anterior de la tuberosidad tibial, con lo cual se mejora el brazo de palanca y el ángulo de aplicación de la fuerza del cuádriceps, la cual al ser más eficiente puede realizar los movimientos de la pierna con menos esfuerzo y por lo tanto la presión patelofemoral disminuye considerablemente. (33)

Terapéutico

EL entrenamiento del cuádriceps es quizás el componente más esencial del tratamiento no operatorio. Si el mecanismo patogénico del dolor en el síndrome de compresión lateral de la rótula es el encarrilado lateral de la rótula. Es aceptable que el refuerzo del cuádriceps y específicamente del vasto medial oblicuo, puede causar mejoría. El fortalecimiento del cuádriceps con ejercicios isométricos y con resistencia progresiva, con la rodilla en extensión (levantar la pierna extendida) probablemente sea la modalidad más utilizada. Cuando se ha conseguido cierto aumento en la fuerza del cuádriceps se puede, se puede comenzar con ejercicios isotónicos, de arco corto en menos de 30° de extensión, sin provocar efectos adversos. Por otra parte, los ejercicios de extensión de la rodilla, desde 90° hasta la extensión completa, con pesos sobre los tobillos, suelen ser dolorosos y están contraindicados. Lo mismo se aplica para los ejercicios isoquinéticos que exigen grandes cargas sobre la articulación femorrotuliana.

Las rodilleras con un orificio rotuliano y un acolchado sobre la zona lateral de la rótula suele ser de alguna utilidad. (28)

2.2.4 Electroterapia

La electrología médica estudia las posibilidades de la corriente eléctrica tanto como agente terapéutico, como diagnóstico, patógeno y productor de otros agentes físicos. (34)

Se denomina electroterapia a la aplicación de la electricidad con finalidad terapéutica. El uso de la electroterapia ha evolucionado en los últimos años e incluye actualmente una gran variedad de aparatos que nos llevan a la falsa impresión de que el concepto es nuevo. (35)

Las observaciones del "fenómeno eléctrico" se extienden a lo largo de más de 2.500 años y se atribuyen a Tales de Mileto (600 a. C) observó que el ámbar, denominado "*elektron*" por los griegos, tenían la propiedad de atraer objetos como hilos o plumas, cuando se frotaba sobre la piel (34). En la antigüedad, en los pueblos mediterráneos Scribonius Largus, quien practicó la medicina en la Antigua Roma, utilizó un pez torpedo, rayas y anguilas eléctricas para tratar pacientes con gota o dolores de cabeza difíciles. Aparentemente, las áreas de dolor fueron sumergidas en el agua permitiendo el contacto con el estímulo emitido por la criatura(16). El propio Aristóteles llegó a utilizarla para curar un ataque de gota. Pero los avances más decisivos comienzan en el siglo XVII, con los trabajos de Otto Von Guericke (1602-1686) y otros muchos físicos.

La electrocinética se inicia con Luigi Galvani (1737 – 1798), primer investigador de las corrientes nerviosas. Galvani, estudiaba los fenómenos de la contracción muscular de las patas de ranas, observó la capacidad de la anguila eléctrica de emitir descargas eléctricas y poder cargar la botella de Leyden. En una experiencia, fechada el 20 de septiembre de 1786, emplea una horquilla con un diente de cobre y otro de hierro, con los cuales toca el nervio y el músculo de la pata de rana. La pata se contraía a cada toque y Galvani queda convencido de que el hecho guarda relación con lo observado en la anguila eléctrica, e interpreta el fenómeno suponiendo que podría haber una electricidad propia e inherente a los tejidos vivos (“electricidad animal”). (34)

Se escribió muy poco en la literatura médica a cerca del uso de la electricidad como un agente terapéutico hasta 1800s, cuando empezaron aparecer reportes esporádicos de dispositivos disponibles de manivela para el tratamiento de todo, desde el acné hasta el estreñimiento y el lumbago. (1); un ejemplo de esto es la obra de Galvani *De viribus electricitatis in motu muscularis comentarius*, publicada en 1791, la cual abrió el camino a las experiencias a otros científicos, como J. Muller (1801 – 1858), profesor de Fisiología en Berlín, quien estudió los factores que influyen en la actividad específica de cada tejido y que conducen al concepto de excitabilidad o sensibilidad del nervio. También investigó las acciones polares de la corriente galvánica.

El conde Alessandro Volta (1745 – 1827), repitiendo las experiencias de Galvani, rechaza la “electricidad animal” y afirma que el contacto de conductores diferentes pone el fluido eléctrico en movimiento (“electricidad metálica”). En 1793, establece su <<teoría de serie de tensiones>> para los metales, que le conduce en 1800 al descubrimiento de la pila eléctrica. Volta es el descubridor de la corriente continua, a la que, dada su amistad y admiración por Galvani designa como <<corriente galvánica>>. Más tarde, las experiencias de Faraday llevarán al descubrimiento de las corrientes inducidas, que recibirán la denominación de <<corrientes farádicas>>.

En esa misma época publica Duchenne (1806 – 1875) sus experiencias en su obra *Electrofisiología de los movimientos*, que posteriormente amplía, sentando las bases para la localización de <<puntos motores>> para la electroestimulación transcutánea. Entre otros pioneros de la electroterapia, Remak (1850) descubre las distintas reacciones del músculo a los estímulos farádicos o galvánicos.

Sucesivamente aparecen investigadores que van completando los conocimientos de la electrofisiología, entre ellos Emile Du Bois Reymond (1818-1869), considerando como fundador de la moderna electrofisiología. Reymond estableció la Ley general de la excitación eléctrica, que expresada en términos matemáticos, dice: <<La excitación es función de la derivada de la densidad de la corriente con relación al tiempo>>.

Pfleuger (1829 –1910), discípulo de Reymond, tras una serie de observaciones relacionadas con la intensidad de la corriente, establece la Ley de las sacudidas, al mismo tiempo que Chauveau la denomina Ley de acciones polares.

Con estos conocimientos, Erb (1840 –1912) llega a observar las distintas reacciones, cuantitativas y cualitativas, que se aprecian en la musculatura en la aplicación de la corriente galvánica y farádica.

Avanzando en las experiencias electrofisiológicas, Hoorweg (1866 – 1952), con los conocimientos de sus predecesores y el desarrollo técnico alcanzado en la época, llega a establecer, en sus investigaciones, dos conceptos básicos en la excitación eléctrica neuromuscular: reobase y cronaxia.

Bauwens, en 1941, da un gran impulso al estudio neuromuscular al realizar aplicaciones clínicas utilizando aparatos electrónicos, con los que podía producir corrientes de parámetros previamente preparados, con la posibilidad de variar sus condiciones y características. (34)

No fue sino hasta que en 1960s, cuando Melzack y Wall propusieron su "Gate Theory" de dolor, que los científicos comenzaron a investigar sobre los efectos de electricidad en el dolor, curación de hueso y tejido blando, escoliosis y función muscular. En 197, una revisión de 234 practicantes nacionales de fisioterapia

mostraron que el 89% usaron estimulación eléctrica como régimen terapéutico. Sin embargo, se sabe muy poco acerca del éxito de las tasas de control del estudio. Típicamente se incluyeron usos como reeducación neuromuscular en pacientes con lesiones de nervio periférico, hemiplejía, y parálisis; intentando la prevención de la atrofia por desuso; y reducción de la espasticidad del músculo.

(1)

El científico austríaco Nemeč, a principios del siglo XX (década de los treinta), preocupado por determinar el factor que más influía en la sensación molesta que manifestaban los pacientes sometidos a la acción de la corriente eléctrica y que impedía utilizar altas intensidades, llegó a la conclusión de que este factor era la frecuencia de la corriente utilizada, en virtud de:

1. Los trabajos llevados a cabo de D' Arsonval (1881), el cual, experimentando con corrientes alternas senoidales, aumentando progresivamente su frecuencia, llegó a la conclusión de que la excitabilidad muscular está íntimamente relacionada con la frecuencia.

Demostró, que a su vez, que la excitabilidad varía significativamente, según la frecuencia de la corriente utilizada. Así, entre 0 y 2.500 Hz, la excitabilidad muscular aumenta de forma progresiva. Entre 2.500 y 5.000 Hz, permanece estacionaria. A partir de esta frecuencia, va decreciendo hasta desaparecer.

Sus propias observaciones, en las que demostró que, a mayor frecuencia, menor impedancia de la piel.

Conforme aumente la frecuencia de la corriente la resistencia eléctrica cutánea va disminuyendo; para frecuencias medianas, es muy pequeña, prácticamente despreciable. Así, aplicando esta fórmula, tendríamos que para una corriente de frecuencia de 100Hz, aplicada por medio de un electrodo con una superficie de 100cm², la piel nos ofrecería una impedancia de 1.612 ohmios. En las mismas condiciones otra corriente de 4.000 Hz provocaría una impedancia de sólo 40 ohmios.

2. Sus ensayos con animales de laboratorio, a los que aplicaba corrientes alternas en las que variaba su frecuencia entre 0 20 kHz; posteriormente observaba que, de esa gama de frecuencias, las comprendidas entre 4.000 y 4.100 Hz hacían permanecer a los animales menos excitados, al pasar la corriente a través de sus cuerpos.

3. Sus experimentos con corrientes de 4.000 Hz en personas sanas, con sensación epidérmica normal; comprobó que, para sentir las mismas sensaciones que proporcionaban las aplicaciones de corriente galvánica o de baja frecuencia, era necesario incrementar significativamente la intensidad o amplitud (30 a 40 mA).

Si bien el empleo de estas frecuencias significó un gran paso, dado que permitía el uso de un tipo de corriente que admitía altas dosificaciones, sin que por ello se produjeran molestias significativas, con ellas se sabía que no obtenían los efectos terapéuticos propios de las corrientes de baja frecuencia (frecuencias inferiores a 150 Hz).

Se trataba, ahora, de aplicar una corriente alterna de 4.000 Hz y conseguir unos efectos terapéuticos equivalentes a los de las corrientes de baja frecuencia. (34)

2.2.4.1 Efecto Excitomotor

Cuando el cerebro desea producir una contracción muscular:

1. Genera impulsos eléctricos que son conducidos por las neuronas eferentes.
2. Son controlados en número, forma e intensidad, coordinados y dirigidos por las vías adecuadas a los axones correspondientes mediante activaciones e inhibiciones selectivas en las sucesivas sinapsis contiguas.
3. El impulso llega por las distintas terminaciones axónicas hasta las sinapsis localizadas entre terminaciones nerviosas y fibras musculares, separadas por un espacio donde el estímulo eléctrico genera la acetilcolina.
4. La acetilcolina produce cambios químicos en la membrana de la fibra muscular, haciendo que ésta conduzca los iones despolarizándose y generando su correspondiente trabajo (la contracción). (36)

Para poder unir al sistema nervioso central con el músculo es necesario que exista un potencial de acción para ello se necesita del impulso nervioso. Los impulsos nerviosos son una onda de oscilación eléctrica que recorre la membrana plasmática. Todas las células vivas, incluidas las neuronas, mantiene una diferencia en la concentración de iones a través de sus membranas.

Existe un ligero exceso de iones positivos en el exterior de la membrana y un ligero exceso de iones negativos en su interior. Esto origina una diferencia de carga eléctrica a través de las membranas plasmáticas denominada potencial de membrana.

La membrana que presenta un potencial de membrana se dice que esta polarizada, es decir tiene un polo negativo y otro positivo. Puede presentarse un potencial de membrana en reposo cuando se encuentra en menos de 70mV. Para la activación de la membrana es necesario que se produzca un ligero exceso de iones positivos en su superficie exterior. Este desequilibrio de concentraciones iónicas se debe sobre todo a mecanismos de transportes de iones en la membrana plasmática de la neurona.

La bomba sodio (Na) y potasio (K) es un mecanismo de transporte activo de la membrana plasmática que transporta iones de Na⁺ y K⁺ en sentidos opuestos y a diferentes velocidades. Saca de la neurona tres iones Na por cada dos iones K que

introduce; creando así un desequilibrio en la distribución de iones positivos que se traduce en una diferencia de carga eléctrica a través de la membrana.

El potencial de acción es el potencial de membrana de una neurona activa o que esta conduciendo un impulso; para que se presente este potencial existen unos mecanismos que permiten su activación:

- ☛ Cuando se aplica a una neurona un estímulo adecuado se abren algunos canales de Na^+ en el punto de estimulación. Este difunde rápidamente dentro de la célula a causa del gradiente de concentración y del gradiente eléctrico, produciendo una despolarización local.
- ☛ Si la magnitud de la despolarización local sobrepasa un límite se estimula la apertura de canales de Na^+ , al precipitarse más Na^+ al interior de la célula la membrana se acerca rápidamente a una despolarización.
- ☛ Los canales de Na^+ sensibles al voltaje solo están abiertos un milisegundo, lo que quiere decir que el potencial de acción es una respuesta.
- ☛ Una vez alcanzado el máximo potencial de acción, el potencial de membrana empieza a regresar al potencial de reposo en un proceso llamado repolarización.
- ☛ Dado que los canales de K^+ suelen permanecer abiertos al llegar la membrana a su potencial de reposo, sale de la célula demasiado K^+ , ello produce un

periodo de hiperpolarización hasta que el potencial de reposo se restablece el potencial de reposo por la bomba de $\text{Na}^+ - \text{K}$.

Se puede también dar un periodo de adaptación en la membrana, conocido como periodo refractario. Este es un breve lapso de tiempo durante un área local de la membrana de una neurona resiste la reestimulación. Durante la mitad de 1 milisegundo después de sobrepasar la membrana el potencial de umbral no responderá a ningún estímulo por fuerte que sea. Este periodo se denomina periodo refractario absoluto.

El periodo refractario relativo comprende el tiempo en el cual la membrana se repolariza y restablece el potencial de membrana en reposo, en este periodo la membrana sólo responderá a estímulos muy fuertes.

Cuando se produce el potencial de acción, el interior de la membrana plasmática de la neurona es positivo con relación a la exterior, es inversa al potencial de membrana en reposo, esto hace que fluya corriente eléctrica entre el lugar del potencial de acción y las regiones adyacentes de la membrana, flujo que hace que se abran los canales de Na^+ sensibles al voltaje del próximo segmento de membrana. El potencial de acción nunca retrocede y reestimula la región de la que acaba de venir, este mecanismo es el responsable del movimiento en un solo sentido de los potenciales de acción a lo largo de axones y dendritas. En la fibra

mielínica solo se producen cambios eléctricos en los nódulos de Ranvier, cuando se produce un potencial de acción en un nódulo la corriente fluye al nódulo siguiente a través de la vaina de mielina aislante, este tipo de conducción se denomina conducción saltatoria.

La velocidad de conducción de la fibra nerviosa es proporcional a su diámetro. Las fibras mielínicas conducen los impulsos con mayor rapidez que las amielínicas, ya que la conducción saltatoria es más rápida que la conducción punto a punto. Las fibras más rápidas como las que inervan los músculos esqueléticos, pueden producir impulsos a una velocidad de 130 metros por segundo.

La sinapsis es donde se transmiten los impulsos de una neurona, denominada neurona presináptica a otra conocida como neurona postsináptica. La sinapsis la forman tres estructuras:

1. El botón sináptico: es una protuberancia en el extremo de una rama terminal del axón de una neurona presináptica. Cada botón contiene vesículas que contienen en su interior neurotransmisores.
2. La hendidura sináptica: es el espacio entre el botón sináptico y la membrana plasmática postsináptica.

1. La membrana plasmática de la neurona postsináptica tiene moléculas proteicas que sirven como receptores a los que se fijan moléculas de neurotransmisor.

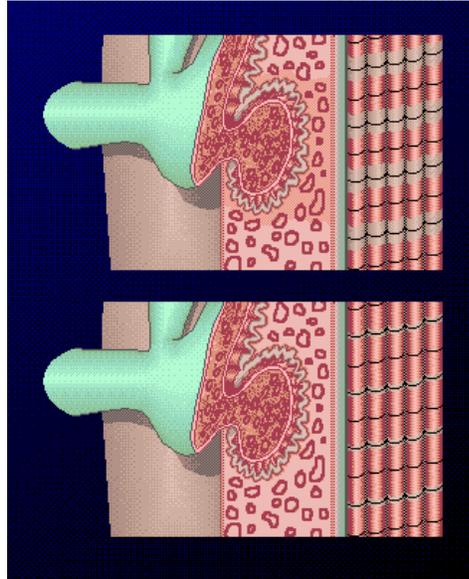


Figura 40

Existe un mecanismo por el cual se da la transmisión sináptica el cual consiste en que el potencial de acción que ha recorrido la neurona se detiene en sus terminales axonicos, estos potenciales no pueden atravesar las hendiduras sinápticas, en su lugar se liberan neurotransmisores del botón sináptico que atraviesan la hendidura sináptica y provocan una respuesta de la neurona postsináptica.

Los neurotransmisores excitadores despolarizan la membrana postsináptica, en tanto los inhibidos la hiperpolarizan.

Cuando llega un potencial de acción a un botón sináptico, se abren los canales de calcio voltaje sensible de su membrana y dejan a los iones de calcio difundir

rápidamente al interior del botón, el aumento de concentración intracelular de calcio provoca el movimiento de las vesículas de neurotransmisor hacia la membrana plasmática del botón sináptico. Una vez en ella, se fusionan con la membrana y sueltan su neurotransmisor mediante exocitosis.

Las moléculas del neurotransmisor se difunden a través de la hendidura sináptica y entran en contacto con la membrana plasmática de la neurona postsináptica, en la que los neurotransmisores se fijan a moléculas de receptor que hace que se abran los canales.

La apertura de los canales iónicos de la membrana postsináptica produce un potencial local denominado potencial postsináptico, dado que el Na^+ se precipita dentro con más rapidez que el K^+ fuera, se produce una despolarización temporal denominada potencial excitador postsináptico. Los neurotransmisores inhibidores hacen abrirse a los canales de K^+ y/o a los de Cl^- , si se abren los canales de K^+ sale K^+ , si se abren los de Cl^- entra Cl^- ; esta hiperpolarización temporal se denomina potencial inhibidor postsináptico.

Los neurotransmisores son los medios por los cuales se comunican las neuronas, se conocen dos clasificaciones funcionales: neurotransmisores excitadores y neurotransmisores inhibidores; o pueden clasificarse en cuatro clases químicas principalmente:

1. Acetilcolina: tiene una estructura química única, excita las células del músculo esquelético e inhibe las del cardiaco; se sintetiza en las neuronas por combinación de un acetato con colina, las moléculas de colina liberadas son transportadas de nuevo a la neurona presináptica donde se combinan con acetato para formar más acetilcolina.
2. Aminas: Se sintetizan a partir de moléculas de aminoácidos; incluyen a la serotonina, histamina, catecolamina, dopamina, adrenalina y noradrenalina. Se encuentran en diversas regiones del encéfalo donde afectan el aprendizaje como las emociones, control motor y otras actividades. La dopamina tiene un efecto inhibitor sobre ciertas vías somáticas; la adrenalina y noradrenalina intervienen en las vías simpáticas del sistema nervioso autónomo.
3. Los aminoácidos: Se encuentran entre los neurotransmisores más frecuentes del SNC, se cree que el glutamato es el responsable de la mayoría de las señales excitatorias del encéfalo. El ácido gamaaminobutírico es el neurotransmisor inhibitor más frecuente en el encéfalo. Los aminoácidos se encuentran en todas las células del cuerpo donde se utilizan para sintetizar diversas proteínas estructurales y funcionales.
4. Neuropeptidos: Son cordones cortos de aminoácidos denominados polipeptidos, entre ellos se encuentran las encefalinas, endorfinas y la sustancia P; las dos

primeras se fijan a los receptores de opiáceos y ejercen importantes efectos antidolorosos en el cuerpo.

Para que exista una contracción muscular adecuada se debe tener en cuenta no solo lo explicado anteriormente de SNC y propagación de impulsos nervios, sino también la estructura del músculo esquelético y el mecanismo interno por el cual el músculo realiza la contracción.

El tejido muscular constituye alrededor del 30 a 50% del peso corporal total y esta compuesto por fibras filiformes.

Los músculos desempeñan tres funciones importantes:

1. El movimiento: las contracciones del músculo esquelético producen movimientos del cuerpo como un todo o bien de alguna de sus partes.
2. Producción de calor: las células musculares producen calor por el principio del catabolismo manteniendo la homeostasia de la temperatura.
3. Postura: La contracción parcial continua de los músculos esqueléticos permite estar de pie, sentarse y adoptar otras posiciones.

Estas fibras musculares tienen cuatro características notables:

1. Irritabilidad: la habilidad del tejido para recibir y responder a estímulos.

2. Contractibilidad: habilidad para cortarse y engrosarse o contraerse, cuando se recibe un estímulo suficiente.
3. Extensibilidad: se estira cuando se hala.
4. Elasticidad: habilidad para recuperar su forma original después de la contracción o la extensión.

Las fibras musculares esqueléticas poseen una membrana plasmática que se denomina sarcolema, el citoplasma se llama sarcoplasma. Las células musculares contienen una red de túbulos y sacos denominada retículo sarcoplasmático, contiene numerosas mitocondrias y poseen varios núcleos.

En las fibras musculares esqueléticas existen ciertas estructuras que no se encuentran en otras células, por ejemplo unos haces de fibras muy finas, las miofibrillas, que se extienden a lo largo de toda la fibra muscular esquelética, llenando casi todo el sarcoplasma. Las miofibrillas están formadas a su vez por fibras más delgadas denominadas miofilamentos gruesos y finos.

Cada miofibrilla tiene una serie de numerosos sarcomeros, cada uno de los cuales funciona como unidad contractil. Las bandas A de los sarcomeros aparecen como bandas anchas y oscuras que alternan con otras más claras y estrechas, formadas por las bandas I. A causa de estas estrías transversales al músculo esquelético se denomina también músculo estriado.

Otra estructura única de las células musculares es un sistema de túbulos transversales o túbulos T. Este nombre procede del hecho de que estos túbulos se extienden transversalmente en el sarcoplasma, en ángulo recto con el eje mayor de la célula. Están formados por prolongaciones hacia adentro del sarcolema y su función es hacer que las señales eléctricas o impulsos que corren por el sarcolema penetren más profundamente en la célula.

El retículo sarcoplasmático es también un sistema de túbulos membranosos en la fibra muscular, esta separado del sistema de túbulos T, formando amplias redes de conductos y sacos conectados. La membrana del retículo sarcoplasmático bombea continuamente iones de calcio del sarcoplasma, almacenándolos en el saco. A cada lado de los túbulos T de una fibra muscular, esta conectado un saco tubular del retículo sarcoplasmático. Este trío de túbulos se denomina triada. La triada es una característica importante de la célula muscular, ya que permite que un impulso eléctrico que se desplaza por un túbulo T estimule las membranas de sacos adyacentes del retículo sarcoplasmático. (38)

Los *miofilamentos* se dividen en gruesos y finos, donde los finos están compuestos por una combinación de tres proteínas distintas; mientras que los gruesos están formados por moléculas de miosina. Hay cuatro clases distintas de moléculas proteicas que los conforman:

α Miosina: tiene una cabeza y largo cuerpo y cola, el sitio responsable de su actividad enzimática y de su afinidad por la actina se ubica en su cabeza globular (demeromiosina pesada) y los sitios responsables de su actividad por otras moléculas adyacentes de miosina están en su cola (demeromiosina liviana). Las cabezas de miosina son químicamente atraídas hacia las moléculas de actina de los filamentos finos propios. Dado que tratan de llenar el espacio vacío entre los miofilamentos adyacentes, las cabezas de miosina suelen denominarse *puentes cruzados*. Dentro de las miofibrillas, los filamentos gruesos y delgados se alternan, esta disposición es fundamental para la contracción, así como la unión de los filamentos finos a ambas líneas Z del sarcomero, que se extienden desde esas líneas prolongándose hacia el centro de este.

Cuando la fibra muscular esta relajada, los filamentos finos terminan en los bordes externos de las zonas H, los filamentos gruesos de miosina no se unen a las líneas Z y sólo se prolongan en la longitud de las bandas A del sarcomero.

α Actina: Constituye un 20% de la proteína de la miofibrilla, y es el componente principal del filamento delgado. Tiene la forma de una doble hélice formada por dos cadenas de subunidades globulares (monómeros) enrolladas una alrededor de la otra; los monómeros tienen el potencial de interactuar en una forma idéntica con un puente dado de miosina. Los filamentos de actina

indican una polarización estructural, sus moléculas están ensambladas en los filamentos en una forma de adelante hacia atrás. Se produce una inversión de la polaridad a cada lado de la línea Z; con esta disposición de las moléculas de actina y miosina en las dos mitades de una banda A, se espera que los filamentos de actina se muevan en direcciones opuestas.

α Tropomiosina: Son largas moléculas polipeptídicas que se unen extremo con extremo formando dos líneas continuas muy delgadas que corren a lo largo del filamento de actina, poseen una función reguladora en la formación y ruptura de contactos entre filamentos gruesos y delgados durante la contracción.

α Troponina: Tiene una forma globular y se ubica en la molécula de la tropomiosina cerca de sus extremos. Su función es actuar o desactivar el filamento de actina en la contracción. (38)

Histológicamente el músculo está envuelto en una cantidad de fibras conjuntivas denominada *epimisio*, este tiene unas prolongaciones llamadas *perimisio*, a su vez estas dividen el músculo en haces denominados fascículos. El perimisio posee prolongaciones llamadas *endomisio* que penetran en el interior de cada fascículo y separan entre sí las fibras. Los tres se fijan al tejido conjuntivo que sirven para insertar el músculo con el hueso o unirlo con otro músculo.

En el músculo encontramos cuatro estados: reposo, excitación, contracción y relajación:

Reposo:

Ninguno de los puentes esta unido a filamentos de actina, los bastones de tropomiosina se ubica hacia el borde del surco de los filamentos delgados, bloqueando directa o indirectamente los sitios de actina.

Excitación:

1. El nervio motor estimula el músculo, y el potencial de acción propagado despolariza la membrana de la célula muscular. Luego hay una propagación hacia adentro del potencial de acción a lo largo del sistema T.
2. Lo anterior da como resultado la liberación de iones Ca^{+} desde las cisternas terminales del retículo sarcoplasmático hacia el fluido que rodean las miofibrillas, Los iones de Ca^{+} se unen a la troponina en el filamento de actina.

Contracción:

Para que esto suceda es necesario que el músculo disponga de una fuente de energía, sea estimulado por un nervio y además estar provisto de iones Ca^{+} .

La contracción de un músculo requiere trabajo que se realiza mediante la energía. El componente de alta energía llamado ATP se encuentra unido a los

filamentos de actina de una fibra muscular. Cuando un impulso nervioso estimula una fibra muscular el ATP se descompone en ADP + P, y la energía se libera. El ATP es siempre la fuente inmediata de energía para la contracción muscular.

Las células musculares sintetizan ATP de la siguiente manera:



La energía para dar de nuevo el ATP se deriva de la descomposición de los alimentos digeridos.

Cuando un músculo se está contrayendo, sus requerimientos de energía son altos y la síntesis de ATP está acelerada. Si el ejercicio es extenuante, el ATP se usa más rápidamente de lo que puede ser elaborado, por esto los músculos deben ser capaces de laborar una cantidad de reserva de energía; esto se realiza de dos formas:

1. Un músculo en reposo necesita relativamente poca energía y produce mayor cantidad de ATP de la que puede usar. Al comienzo las fibras musculares almacenan el exceso de ATP en los filamentos de miosina.
2. Cuando las fibras agotan el espacio de almacenamiento de moléculas de ATP, las moléculas residuales de esta se combinan con una sustancia llamada creatina, la creatina puede aceptar un fosfato de alta energía

ATP, para transformarse en fosfato de creatina, componente de alta energía.



Durante la contracción máxima la reacción se devuelve por sí misma,



La Unidad Motora

Para que se presente la contracción muscular debe aplicarse un estímulo al tejido, este estímulo es transmitido por la neurona. Una neurona que transmite un estímulo al tejido muscular se llama neurona motora. Después de entrar al músculo esquelético la neurona motora se ramifica y estas ramas hacen contacto con las células musculares individualmente. El área de contacto entre una neurona y una fibra muscular se llama ***placa motora terminal o unión neuromuscular***, cuando un impulso nervioso llega a la placa motora terminal, pequeñas vesículas en las ramas finales de la fibra nerviosa, liberan la acetilcolina transmitiendo el impulso nervioso de la neurona a través de la placa motora terminal hacia las fibras musculares estimulándolas para que se contraigan.

Una neurona motora junto con las células musculares que se estimulan se conoce como unidad motora.

Fisiología de la contracción muscular

Cuando un impulso nervioso llega a la unión neuromuscular y se libera la acetilcolina ocasionando un cambio eléctrico en el sarcolema, este se desplaza sobre la superficie del sarcolema y dentro de los túbulos T; después de estos circula al retículo sarcoplasmico liberando iones de Ca^{+} dentro del sarcoplasma que rodea a las miofibrillas. La contracción muscular persiste hasta que los iones de Ca^{+} estén presentes en el sarcoplasma.

Principio del todo o nada

De acuerdo con este las fibras musculares de una unidad motora se contraen a su máxima capacidad o no se contraen. El impulso más débil de una neurona capaz de iniciar una contracción se denomina *estimulo liminal*, un estímulo de menor intensidad que no pueda comenzar la contracción se conoce como *estímulo subliminal*.

Clases de contracción muscular

✚ **Contracción isotónica:** En esta cuando la contracción se presenta el músculo se acorta y hala otra estructura, como por ejemplo un hueso para producir movimiento. Durante esta contracción la tensión permanece constante.

✎ **Contracción isométrica:** Hay un acortamiento mínimo del músculo, permaneciendo con la mínima longitud, pero la tensión en el músculo aumenta y no se produce movimiento en ninguna parte del cuerpo.

✎ **Contracción tónica:**

Tono: es una contracción sostenida de alguna de las fibras en un músculo esquelético. Esta clase de contracción pone tenso un músculo pero no se están contrayendo un número suficiente de fibras en un momento dado para producir movimiento.

✎ **Contracción espasmódica:** Es una respuesta muy rápida a un estímulo aislado, que generalmente es eléctrico cuando se realiza una electromiografía. En este tipo de contracción se observan tres fases: latencia, contracción y relajación; las cuales duran menos de una décima de segundo.

✎ **Contracciones tetánicas:** Si un músculo se estimula a razón de 20 a 30 estímulos por segundo, el músculo puede relajarse sólo parcialmente entre los estímulos, por tal razón el músculo mantiene una contracción mantenida llamada tétano incompleto. La estimulación a una frecuencia aumentada de 35 a 50 estímulos por segundo produce un tétano completo, contracción sostenida que carece aún de relajación parcial.

✎ **Fenómeno de la escalera:** esta clase de contracción es la condición en la cual el músculo esquelético se contrae más fuertemente después de haberse contraído varias veces. Debe permitirse el tiempo suficiente para

que el músculo se contraiga y se relaje. Sí el estímulo se repite, los primeros trazos del miograma mostrarán una altura aumentada para cada contracción

Y Relajación:

La cabeza de miosina capta ATP nuevo que rápidamente disocia la actina de la miosina. Se libera Ca^{+} de la troponina y se transporta a través de la membrana hacia las cisternas del retículo sarcoplasmático; este transporte consume energía y requiere de la hidrólisis de ATP. La tropomiosina nuevamente cambia su posición en relación con las subunidades de actina e inhibe a la actina de su interacción con los puentes, estos vuelve a su conformación original. (18)

El músculo posee varios tipos de fibra muscular, encontrándose fibras lentas o tipo I, rápidas o tipo II e intermedias.

Fibras lentas o tipo I

Se llaman también fibras rojas debido a que tienen una concentración elevada de mioglobina, el pigmento rojizo utilizado por las fibras musculares para almacenar O_2 , se denominan fibras lentas porque sus miofilamentos gruesos están formados por una clase de miosina que reacciona lentamente. Al contraerse tan despacio suelen producir ATP rápido como para ir al ritmo de las necesidades energéticas de la miosina evitando así la fatiga; poseen un gran número de

mitocondrias. Estas fibras son aptas para las contracciones mantenidas de los músculos posturales.

Fibras rápidas o tipo II

Se llaman también fibras blancas por que poseen poca mioglobina. Pueden contraerse más aprisa que las lentas, ya que tienen un tipo más rápido de miosina y por que su sistema de túbulos T y retículo sarcoplasmico es más eficaz para liberar el Ca⁺ al sarcoplasma con más rapidez. Poseen pocas mitocondrias y esto hace que para regenerar el ATP acudan a la respiración anaerobia. Son muy aptas para los músculos que mueven los dedos y los ojos en movimientos rápidos; se pueden subdividir en fibras IIa, IIb y IIc:

- ✎ IIa y IIb: son de propiedades cinéticas similares, contienen patrones idénticos de cadenas livianas rápidas.

Fibras intermedias o IIc: Tiene características contráctiles intermedias entre los tipos I y II, son más resistentes a la fatiga que las fibras rápidas y pueden producir más fuerza que las lentas, predominan en los músculos que proporcionan apoyo postural y que son requeridos para producir contracciones rápidas y potentes. (19)

2.2.4.2 Terminología Electroterapéutica

I. Electrofísica: Terminología Básica

A. **Carga (q)** (carga eléctrica) es el exceso de deficiencia de electrones o de iones. Una sustancia eléctricamente neutra que pierde electrones se carga positivamente; una sustancia eléctricamente neutra que gana electrones se carga negativamente.

1. *La carga* se expresa en forma estándar en culombios. El culombio es la cantidad de carga eléctrica que atraviesa una sección transversal de un conductor durante un segundo mientras la corriente se mantiene constante a un valor de 1 amperio.

2. *Densidad de carga*: es la cantidad eléctrica por área de la sección transversal o los electrodos. La densidad de carga se expresa generalmente en c/m^2 .

B. **Polaridad**: Es la propiedad que se presenta cuando se tiene dos polos con cargas opuestas. En cualquier sistema no biológico, es un conductor, los electrones libres fluyen de un área de electrones de exceso (polaridad negativa) hacia un área de deficiencia de electrones (polaridad positiva).

1. *Cátodo*: El polo negativo de un circuito eléctrico.

2. *Anodo*: El polo positivo de un circuito eléctrico.

C. **Voltaje (V)** fuerza electromotriz (EMF): la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos en un campo eléctrico es la fuerza que origina el movimiento de partículas cargadas. Esta diferencia de potencial se mide en voltios. (V).

D. **Corriente**: es el flujo de partículas cargadas que se mueven a través de un punto específico en una dirección específica. La corriente se produce por una diferencia en el potencial. (V). En el uso terapéutico de la electricidad, el flujo de corriente en los tejidos se menciona como flujo de iones. La corriente se mide en amperios.

E. **Potencia (P)** igual al voltaje (V) o diferencia de potencial entre dos puntos multiplicados por el flujo de corriente (I) entre esos puntos $P= VI$ la potencia se mide en vatios. (W).

F. **Resistencia (R)** es una propiedad de un conductor que se caracteriza por presentar oposición al movimiento de las partículas cargadas. La resistencia de un conductor es directamente proporcional a la resistividad y la longitud del conductor e inversamente proporcional a la resistividad y la longitud del conductor e inversamente proporcional al área de la sección transversal del conductor.

La resistencia aumenta cuando la temperatura del conductor aumenta. La resistencia se mide en ohmios, 1 ohmio es una cantidad de resistencia la cual permite que un amperio fluya bajo una diferencia de potencial de un voltio. La resistencia es independiente de la frecuencia.

G. **Conductancia:** Es una propiedad de un conductor que consiste en la relativa facilidad de movimiento de las partículas cargadas a lo largo del conductor. La conductancia es matemáticamente equivalente al inverso de la resistencia del conductor. La conductancia se mide en mhos.

H. **Ley ohm:** $V=IR$ la diferencia de potencial (V) a lo largo de un reostato puro es directamente proporcional a la corriente que fluye a través del reostato.

Y. **Capacitancia (C):** Es la capacidad de almacenamiento de carga. La diferencia de potencial entre los terminales de un condensador es directamente proporcional a la carga en el condensador. Todos los sistemas de condensadores dependen de la frecuencia. La capacitancia se expresa en faradios. Una capacitancia igual a 1 F refiere de 1C de carga para elevar el potencial en 1 V. La unidad práctica de la capacitancia es el microfaradio.

J. **Inductancia (I)**: Es una medida en el grado en el que una corriente variable puede inducir una fuerza electromotriz en un circuito. La inductancia se expresa en henrios. H La inductancia es un circuito igual a 1 h si se induce 1v en ese circuito, cuando la corriente cambia a la velocidad de 1 A/seg. La inductancia es significativa en los sistemas biológicos.

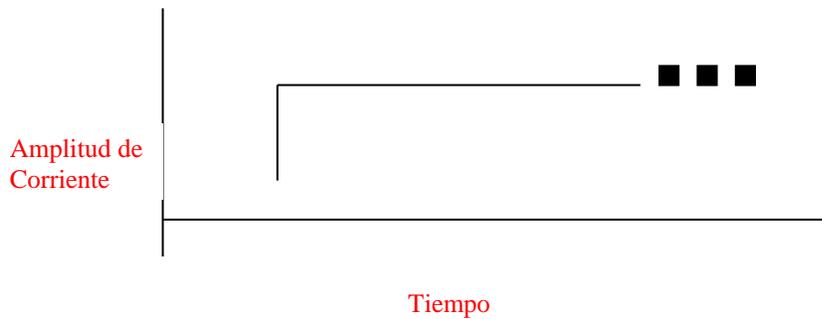
K. **Impedancia (Z)**: Es la oposición al flujo de corriente eléctrica, depende de la frecuencia la impedancia se expresa en ohmios. En los sistemas biológicos, la impedancia describe la relación entre voltaje y corriente en forma más precisa que la resistencia, debido a que la impedancia es una medida dependiente de la frecuencia que incluye los efectos de la capacitancia, la inductancia y la resistencia. En todo caso, como la inductancia es significativa en los sistemas biológicos, esta puede ser ignorada cuando se determinan la impedancia.

L. **Reactancia (X)**: Es la oposición al flujo de corriente producido por la capacitancia o la inductancia en un circuito. Por lo tanto, las reactancias son dependientes de la frecuencia y equivalente a la capacitancia en los sistemas biológicos.

II Características De Las Corrientes Terapéuticas

A. Tipos de corrientes:

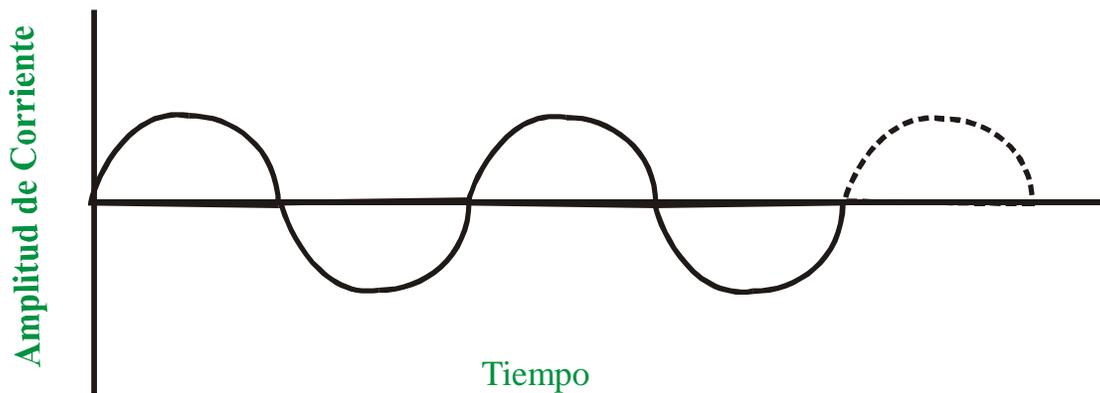
1. *Corriente Directa (DC)* es el flujo unidireccional continuo de partículas cargadas (corriente), cuya dirección está determinada por la polaridad seleccionada. El flujo de corriente comienza cuando el circuito se cierra y no invierte la dirección o se detiene en el tiempo hasta que el circuito se abre.



CORRIENTE DIRECTA

Figura 41. Representación gráfica del flujo unidireccional de partículas cargadas

2. Corriente alterna (AC) es el flujo bidireccional no interrumpido de partículas cargadas AC puede ser simétrica (figura 42a) o asimétrica (figura 42b) en dirección a la línea de base.



CORRIENTE SIMETRICA ALTERNA

Figura 42a. Cada ciclo de dos fases.

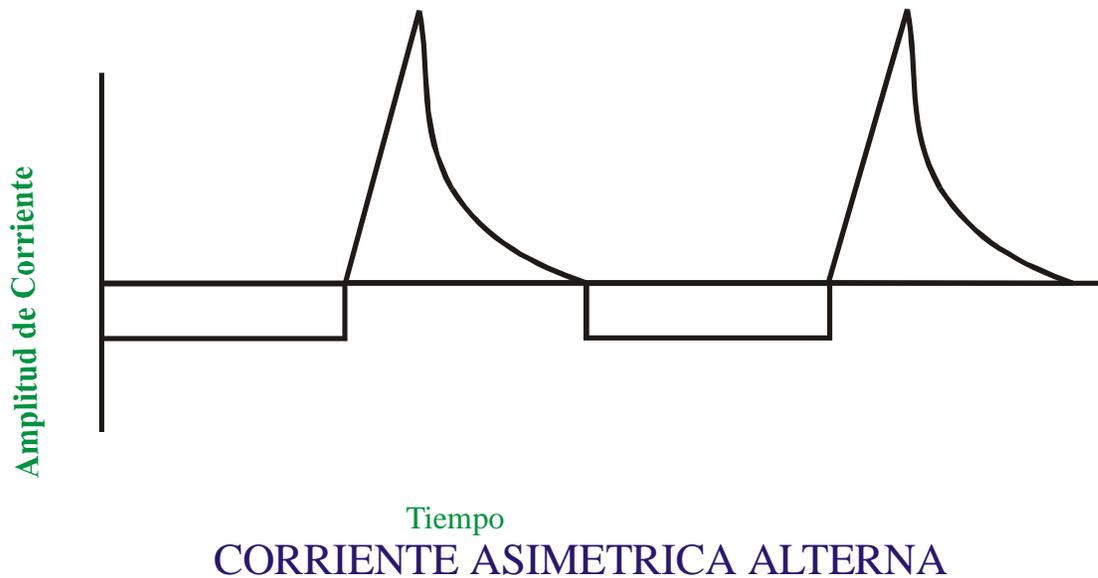
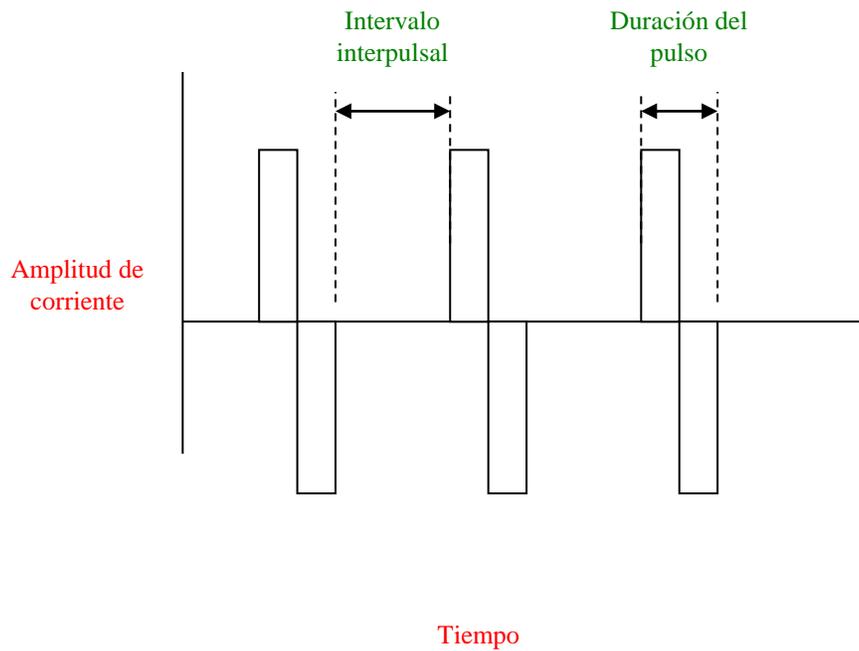


Figura 42b. Cada ciclo consta de dos fases.

- 3 Corriente de pulso: (corriente pulsátil o interrumpida) es el flujo unidireccional o bidireccional de partículas cargadas que periódicamente se detiene por un periodo finito de tiempo antes del evento siguiente. Un pulso es un evento eléctrico aislado separado del evento siguiente por un tiempo finito. El intervalo interpulsal es el tiempo transcurrido entre dos pulsos sucesivos. El pulso se describe por su amplitud, frecuencia, duración, y velocidad de ascenso y descenso. La corriente de pulso ha sido denominada como " AC interrumpida" o "DC interrumpida".



CORRIENTE DE PULSO

Figura 43. Fluido bidireccional de partículas cargadas, incluyendo el intervalo interpulsal.

B. Características descriptivas de la corriente de pulso y/o ondulaciones de la corriente alterna.

1. *Ondulación* es la forma de la representación visual de una corriente de pulso en una corriente / tiempo o voltaje/ plano de tiempo.

2. *Fase* es el flujo de corriente en una dirección durante un periodo finito de tiempo. Una representación de la ondulación correspondiente a los cambios de corriente o voltaje, a lo largo del tiempo, puede ser monofásica o bifásica.

a. *Monofásico*: Es el pulso que se desvía en una dirección a partir del valor de cero de corriente sobre la línea base y vuelve a la línea base después de un tiempo finito. En un pulso monofásico, la amplitud y la característica dependiente del tiempo de la fase y el pulso son equivalentes (figura 45). Por definición el termino monofásico no se puede aplicar en una descripción de corrientes alternas.

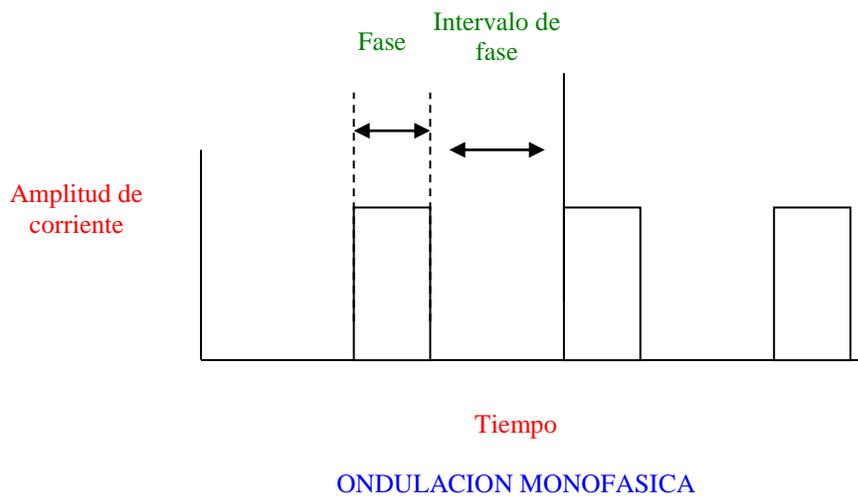


Figura 44. Representación gráfica de pulsos monofásicos.

Nota: En una ondulación monofásica, la fase y el pulso son idénticos

b. *Bifásico*: Es el pulso que se desvía en una dirección a partir del valor de cero de corriente sobre la línea base y luego se desvía en la dirección opuesta a partir de la línea base. Por definición, los ciclos sencillos de AC son bifásicos. Una ondulación bifásica puede ser simétrica o asimétrica con referencia al valor de cero de corriente sobre la línea base.

Las características de ambas fases deben ser descritas completamente.

(figura 45)

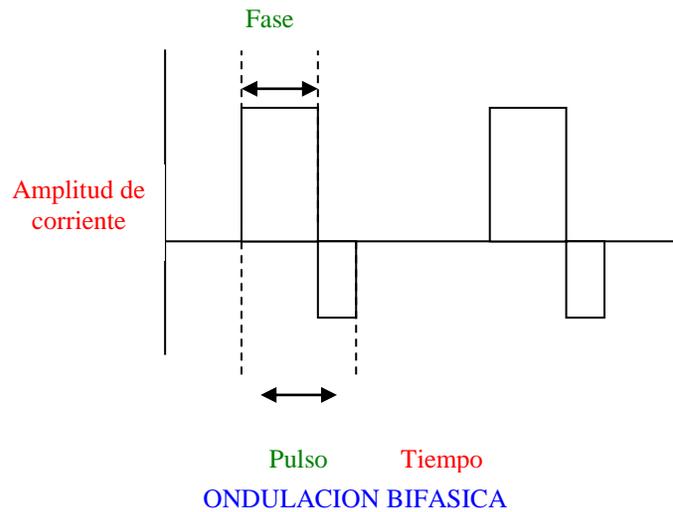


Figura 45. Pulsos asimétricos bifásicos.

1) *Simétrica*: Todas las variables de la ondulación (la amplitud, duración y la velocidad de ascenso y descenso) son idénticas con respecto a la línea base para cada base. (figura 46)

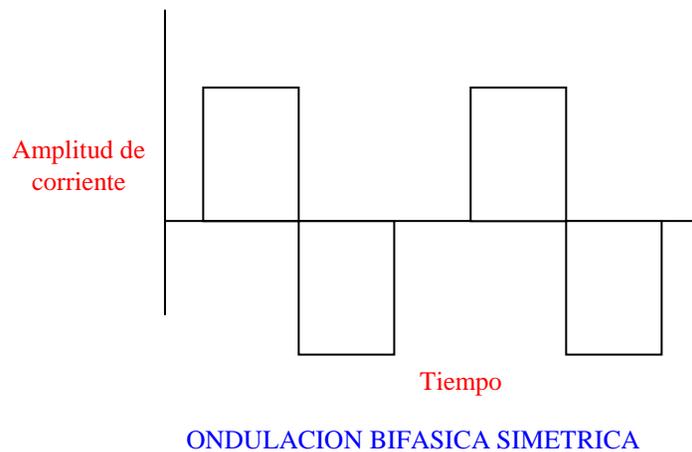
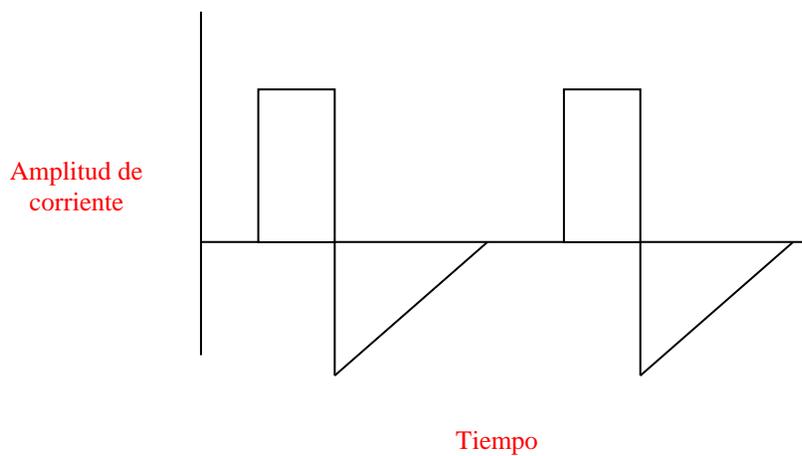


Figura 46. Cada pulso consta de dos fases simétricas.

2) Asimétrica Una o más de las variables de la ondulación de cada fase que no son iguales con referencia a la línea base. Las ondulaciones bifásicas asimétricas pueden ser balanceadas o no balanceadas.

a) *Balanceada*: Las cargas de fase de cada fase son iguales eléctricamente.

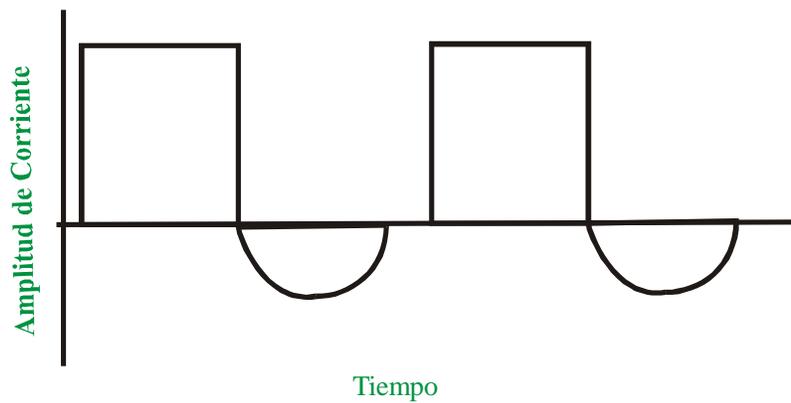
(figura 47a)



ONDULACION BIFASICA
ASIMETRICA BALANCEADA

Figura 47a. Cada pulso consta de dos fases

b) *No balanceada*: las cargas de fase no son iguales eléctricamente para cada fase. (figura 47b)



ONDULACION BIFASICA ASIMETRICA NO BALANCEADA

Figura 47b. Cada pulso consta de dos fases.

C. Características de la corriente de pulso y/o corriente alterna dependiente del tiempo.

1. *Duración de la fase* es el tiempo transcurrido desde el inicio a la terminación de la fase de un pulso o de un ciclo de AC: En el uso terapéutico, la duración de la fase se expresa más comúnmente en microsegundos o en milisegundos (10 milisegundos). La duración de la fase puede ser utilizada para describir las ondulaciones de AC. (figura 42^a)

2. *Duración del pulso (extensión del pulso)* es el tiempo transcurrido desde el comienzo hasta el final de todas las fases más intervalo de interfase dentro de un pulso. En el uso terapéutico la duración del pulso se expresa más comúnmente en

microsegundos o en milisegundos. La duración del pulso no puede ser utilizada para describir las ondulaciones de AC. (figura 50)

3. *Intervalo de interfase (intervalo intrapulsal)* es el tiempo entre dos componentes sucesivos cuando no hay actividad eléctrica. El intervalo de interfase no puede exceder el intervalo de interpulso. (figura 48)

4. *Intervalo de interpulso:* El tiempo entre dos pulsos sucesivos. (Figura 48)

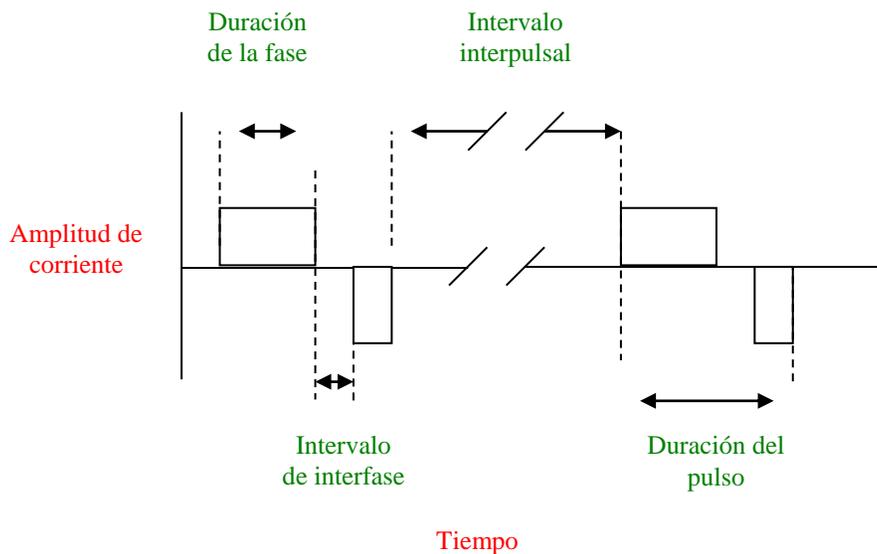


Figura 48. Características de la corriente de pulso dependientes del tiempo.

5. *Tiempo de ascenso y descenso:*

- a. *Tiempo de ascenso:* El tiempo para la arista (margen) principal de la fase aumente desde la línea base hasta la amplitud máxima de la fase. (figura 50)

b. *Tiempo de descenso*: El tiempo para la arista posterior de la fase vuelve a la línea base desde la amplitud máxima de la fase. (figura 50)

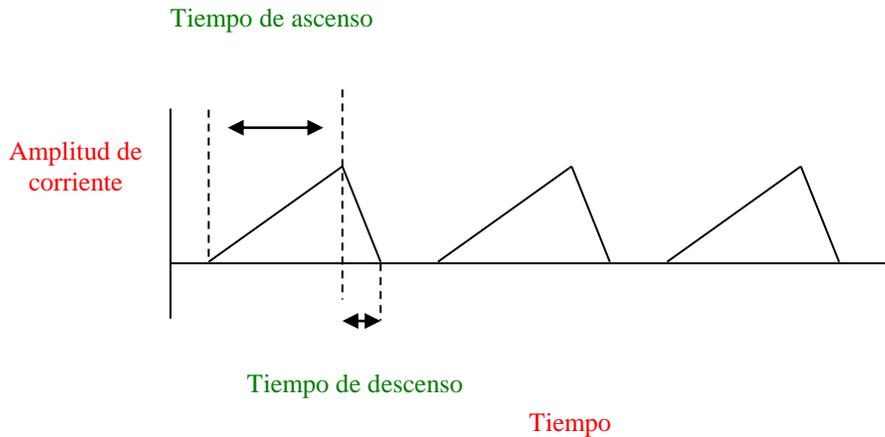


Figura 49. Tiempo de ascenso y tiempo de descenso

6. *Frecuencia*(f) es el número de pulsos por segundo (pps) para la corriente de pulso. La frecuencia de la corriente alterna se expresa en hertz (Hz) o en ciclos por segundos (cps).

7. *Período* es el recíproco de la frecuencia. El periodo es el tiempo desde el punto (o un ciclo) hasta el punto idéntico del pulso siguiente (o ciclo) (Figura 51). En las corrientes alternas, la duración de la ondulación (ciclo) es igual al periodo. En las corrientes de pulso, el periodo es igual a la duración del pulso más el intervalo de interpulso. La corriente no tiene periodo.

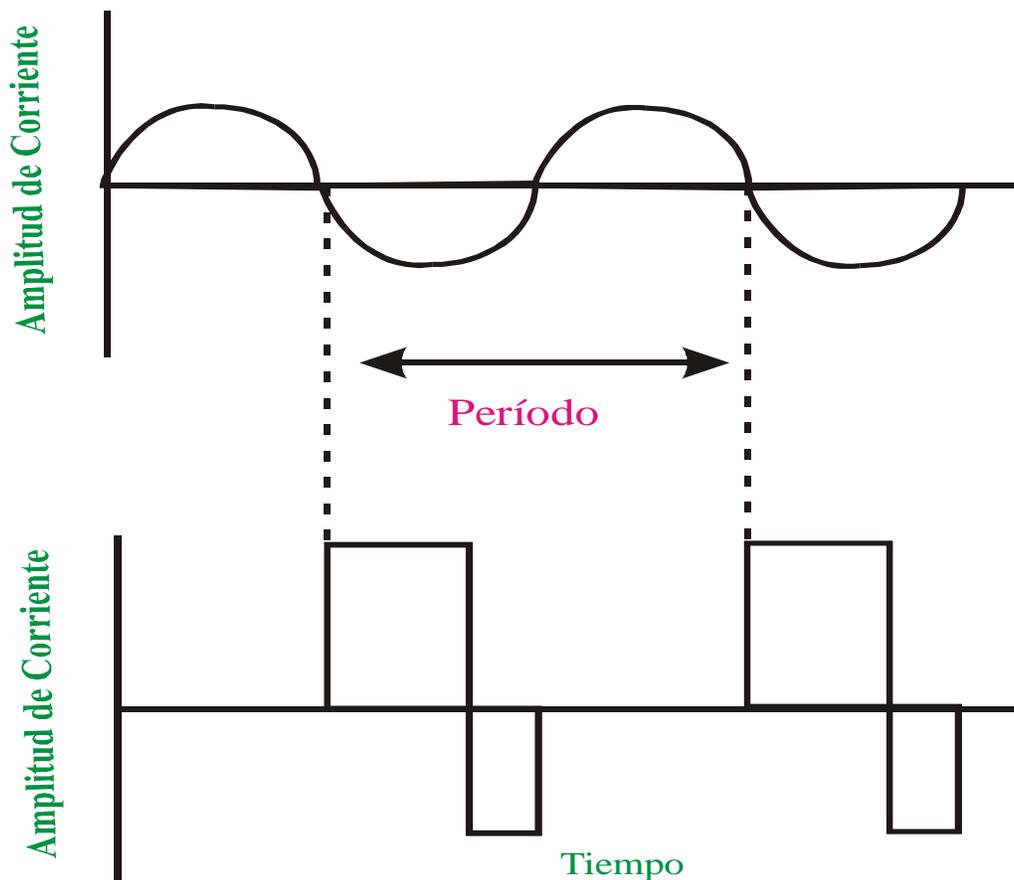


Figura 50. Período para corriente alterna y de pulso.

D. Características de la corriente de pulso y/o corriente alterna dependientes de la amplitud.

1. *Amplitud* es la medida de la magnitud de la corriente (o voltaje) en relación con la línea base. Siempre que sea posible los valores de la corriente o el voltaje deben ser especificados.

NOTA: El término intensidad se utiliza en forma de intercambiable tanto con amplitud como con carga de pulso.

- a. *Amplitud pico* es la amplitud para cada pulso. "Amplitud pico" es la forma preferida para expresar la amplitud. (figura 51)

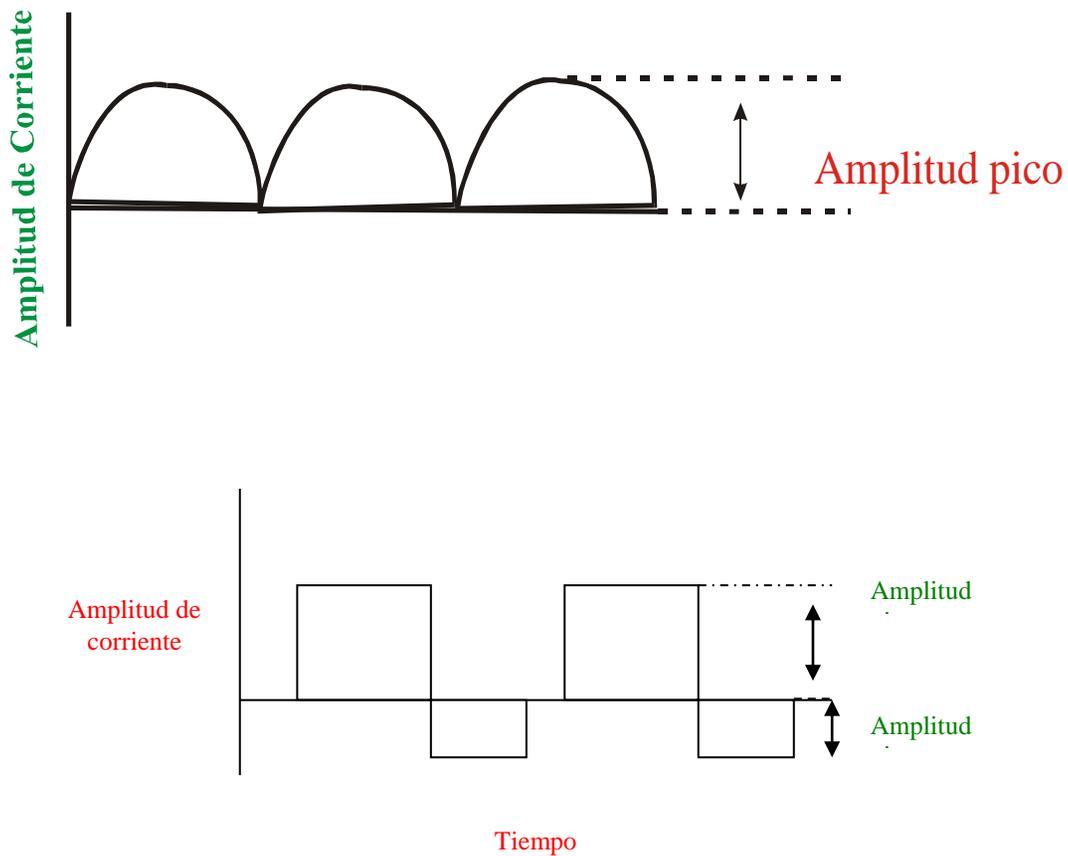


Figura 51. Características de la amplitud pico de la corriente de pulso es alterna.

- b. *Amplitud pico a pico*: Es la amplitud máxima entre las dos fases de corrientes bifásicas o alternas. "Amplitud pico a pico" no es la forma preferida para expresar la amplitud (figura 52) porque no proporciona

información acerca de las amplitudes relativas positiva y negativa para una ondulación simétrica.

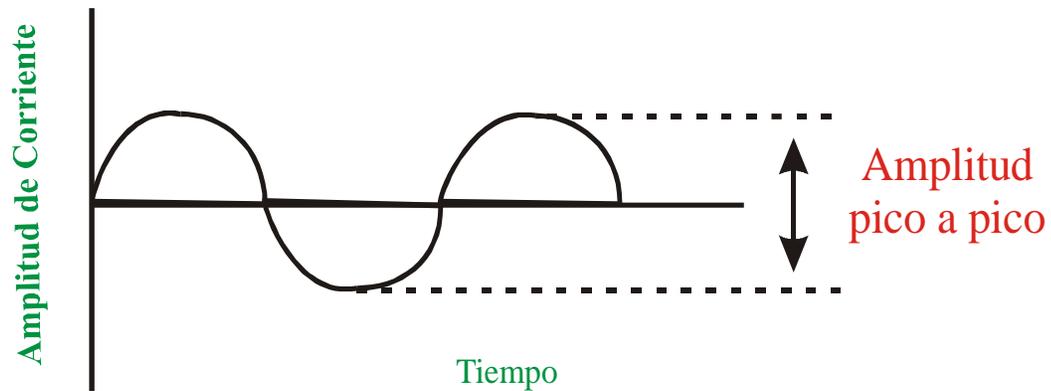


Figura 52. Medida de la amplitud pico a pico.

2. *Amplitud de raíz cuadrada promedio (RMS)*: representa el equivalente del efecto de calentamiento DC de las corrientes alternas o de pulso y representa la corriente efectiva aplicada a los tejidos. Para todas las ondulaciones, la corriente efectiva se calcula con el promedio siguiente: eleve al cuadrado la magnitud de la ondulación correspondiente al periodo de tiempo de interés (i.e rectificación) calcule el promedio y tome la raíz cuadrada del promedio. Este cálculo se puede aplicar tanto a ondulaciones de pulso como a ondulaciones con tiempos diferentes de ascenso y descenso. Para el caso especial de ondulaciones sinusoidales con promedio de cero, la corriente efectiva (RMS) se calcula así: $Y=0.707 \times Y \text{ máxima}$.

E. Características de la corriente de pulso y/o corriente alterna dependientes del tiempo y la amplitud.

1. *Carga de fase* (carga por fase) es la carga dentro de cada fase (la suma integrada de la amplitud de corriente multiplicada por el tiempo, esto es el área bajo la curva, medida en MC).

2. *Carga de pulso* (carga por pulso), es la suma de las cargas de las fases componentes.

NOTA: En una ondulación monofásica la carga de fase es igual a la carga de pulso.

3. *Corriente promedio para pulsos monofásicos* es el valor absoluto de la corriente medida en miliamperios por unidad de tiempo (Figura 53). Una medida simple de la corriente promedio no es apropiada para ondulaciones bifásicas balanceadas debido a que el promedio de las cantidades de carga positiva y negativa resulta en una corriente promedio igual a cero. La magnitud de la corriente para ondulaciones bifásicas se debe expresar en términos de corriente efectiva.

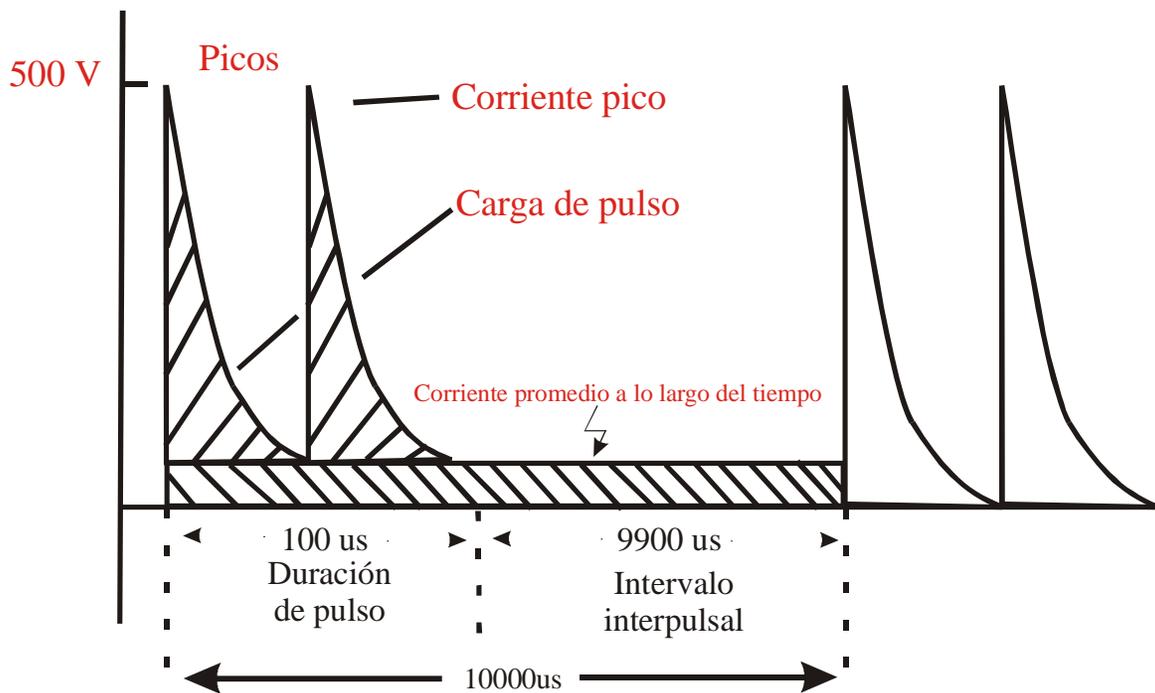


Figura 53. Corriente promedio por unidad de tiempo

F. Modulaciones de la corriente de pulso y/o corriente alterna.

NOTA: Una o más de estas modulaciones puede ocurrir simultáneamente.

1. *Modulaciones de amplitud* son variaciones en la amplitud pico en una serie de pulsos o ciclos. La modulación puede ser secuencial o variable.

2. *Modulaciones de duración* de fase o de pulso son variaciones en la duración de fase o de pulso en una serie de pulsos. La modulación puede ser secuencial o variable.

3. *Modulaciones de frecuencia* son variaciones en la frecuencia en una serie de pulsos. Las modulaciones pueden ser secuenciales o variables.

4. *Modulaciones de declive (sobretensión)* son cíclicas, corresponden a incrementos o descensos secuenciales en las cargas de fase a lo largo del tiempo. La modulación de rampa (declive) puede estar acompañada por cambios de duración de fase (Figura 54 D) o de amplitud (figura 54 E). En aplicaciones clínicas, esto se puede percibir como una amplitud del estímulo que aumenta progresivamente, seguida por una detención con la carga de fase constante en el estímulo, y un descenso subsecuente en la amplitud del estímulo. Una secuencia de declive de la amplitud de pulso sería virtualmente indistinguible de un declive de duración de pulso. El periodo de tiempo entre el comienzo del declive y la detención y entre la detención y la terminación se expresa generalmente en segundos y debe especificarse. La modulación de declive (rampa) se denomina también "tiempo de ascenso"; pero está no es la terminología preferida por que el tiempo de ascenso es una característica de la arista (margen) principal de la fase individual del pulso.

5. *Modulaciones de sincronización (interrupciones)* son variaciones en el patrón de entrega de una serie de pulsos o corriente alterna.

a) *Una sucesión* es una secuencia repetitiva y continua de pulsos o de ciclos de corriente alterna. (Figura 55).

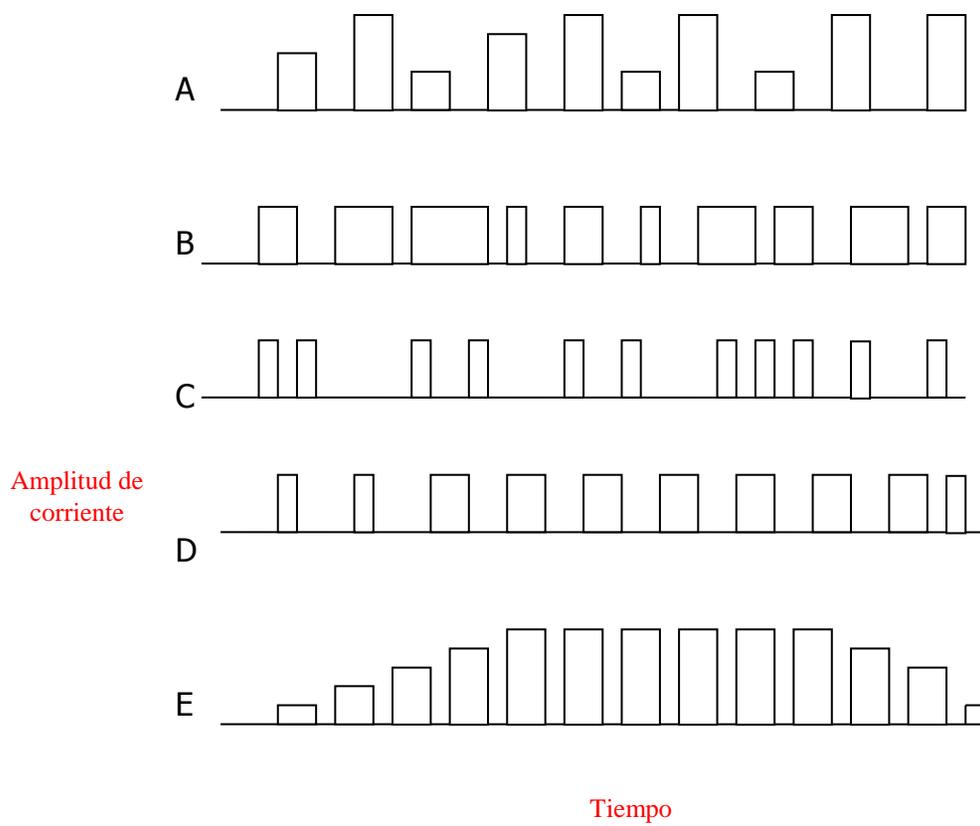


Figura54. Modulaciones de ondulación de corriente de pulso: A) modulación de amplitud al azar; B) modulación de duración de fase al azar, C) modulación de frecuencia al azar; D) declive de duración de pulso; E) Declive de amplitud de pulso.

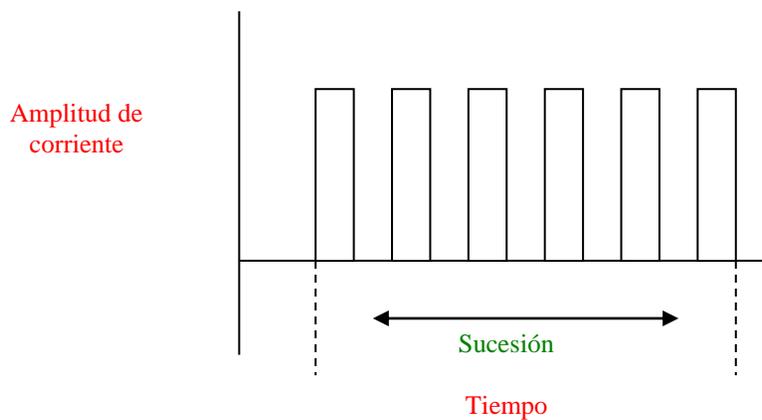


Figura 55. Una sucesión de pulsos.

b) *Una corte* (una sucesión interrumpida) es una serie finita de pulsos o ciclos de corriente alterna entregados a una duración, amplitud o frecuencia identificadas. (Figura 56)

1. *Duración de un corte* es el tiempo transcurrido desde el inicio hasta la terminación de un corte. La duración de un corte se reporta comúnmente en milisegundos.
2. Los cortes están separados por *intervalos de intercorte* los cuales se reportan en milisegundos.
3. *La frecuencia de corte* se expresa en cortes por segundo. (Bps).

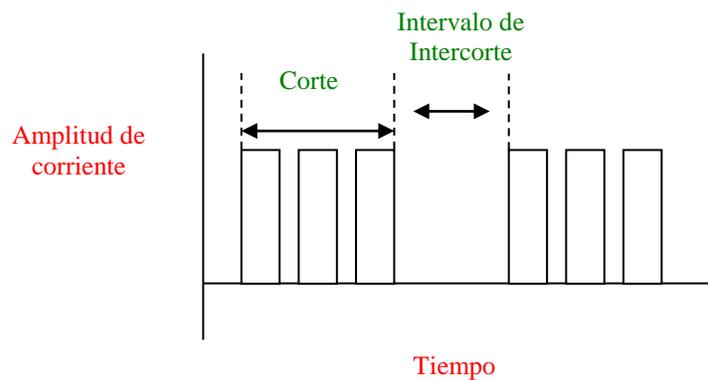


Figura 56a. Un corte de pulsos.

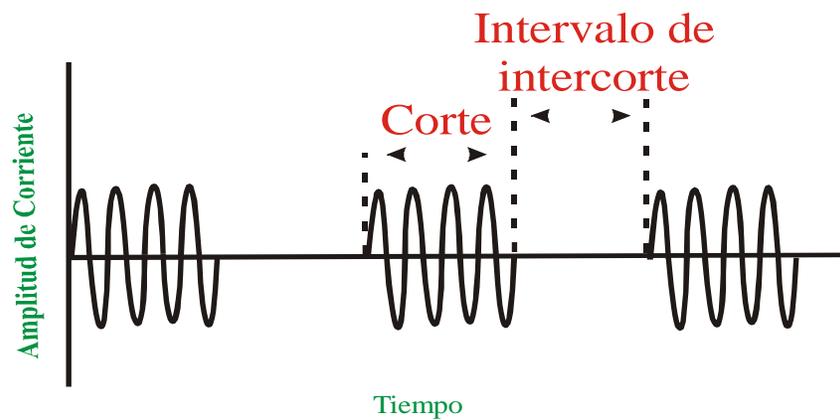


Figura 56B Un corte de corriente alterna.

- c. Una *pulsación* resulta a partir de la intersección y adición temporal de dos o más ondas senoidales eléctricas que difieren en la frecuencia. Cada pulsación representa una modulación de amplitud de las ondas senoidales que se interceptan. La amplitud de pulsación es un máximo cuando las ondas senoidales están completamente en fase y es un mínimo cuando las ondas senoidales están completamente fuera de fase. Para nuestros propósitos, "pulsación" se refiere a corrientes alternas (figura 58). La frecuencia de pulsación se expresa en pulsaciones por segundo (bps).

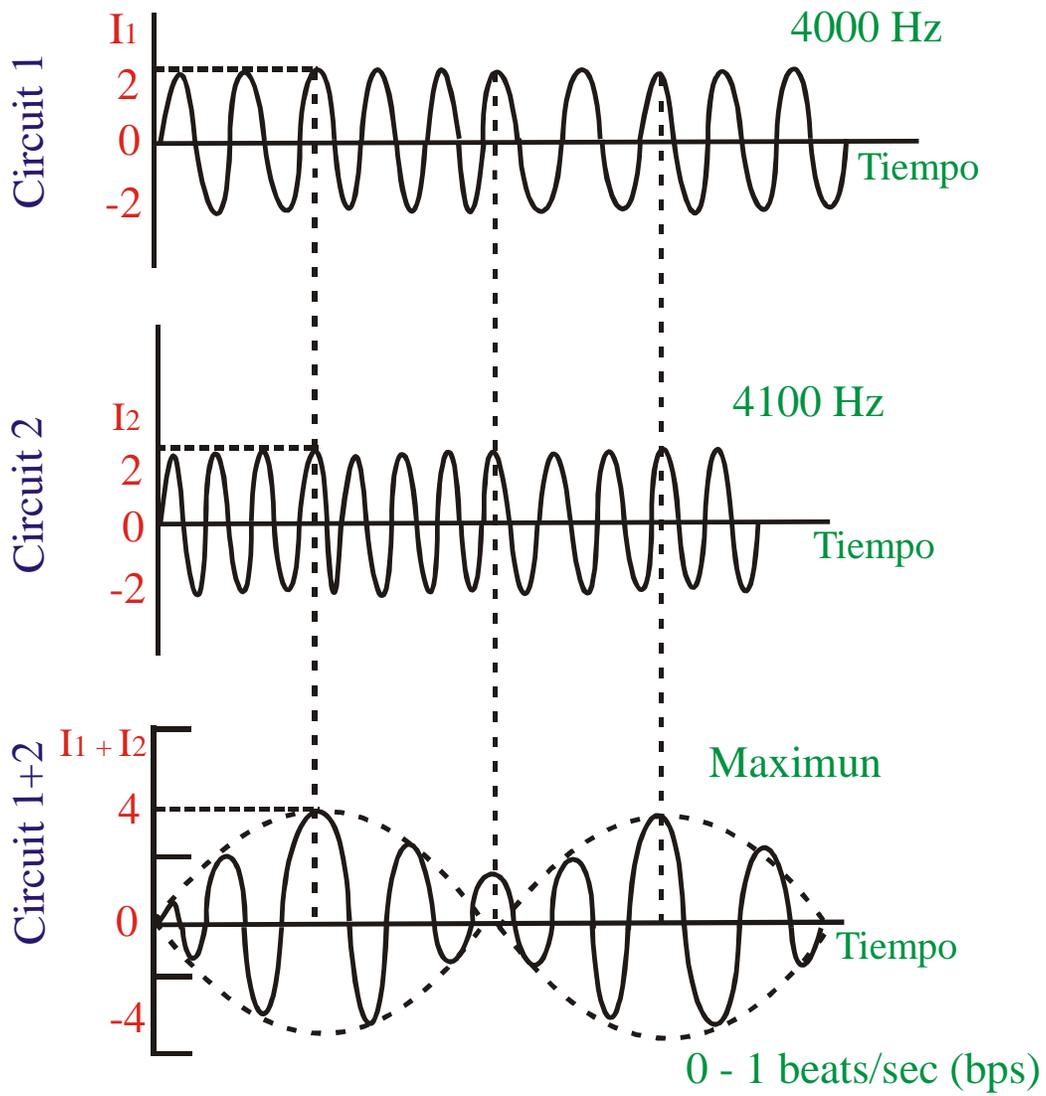


Figura 57. Las pulsaciones resultan cuando interceptan dos fuentes similares de ondas senoidales con frecuencia ligeramente diferentes. La intersección y la adición temporal de dos o más ondas senoidales producen una frecuencia de pulsación que es característica de la corriente de interferencia.

d. *Tiempo de servicio y tiempo de interrupción.*

- 1) *El tiempo de servicio (tiempo on), es el tiempo (medido generalmente en segundos) durante el cual una sucesión de pulsos o*

pulsaciones de corriente eléctrica se descargan en una aplicación terapéutica.

2) *El tiempo de interrupción (tiempo off)* es el tiempo (medido generalmente en segundos) entre sucesiones de pulsos o pulsaciones de corriente alterna. (figura 58)

NOTA: La relación entre tiempo on y off se puede expresar como una proporción (10 segundos de tiempo de servicio y 20 segundos de tiempo de interrupción 1:2 tiempo on/tiempo off). Las proporciones tiempo on/tiempo off no deben ser utilizadas solas a menos que puedan complementarse con una descripción explícita de la estimulación específica.

d. *Ciclo de funcionamiento* es la proporción entre el tiempo de servicio y el tiempo total de las sucesiones de pulso y pulsaciones. El ciclo de funcionamiento se expresa como porcentaje. (Figura 58).

$$\text{Ciclo de funcionamiento} = \frac{\text{Duración de la sucesión} \times 100}{\text{Tiempo de ciclo total.}}$$

NOTA: Cuando se describe el ciclo de funcionamiento, el evento medido (corte o sucesión) debe ser especificado. EN la literatura terapéutica, las proporciones SERVICIO. INTERRUPCIÓN (on:off) se han equiparado erróneamente con el término " ciclo de funcionamiento".

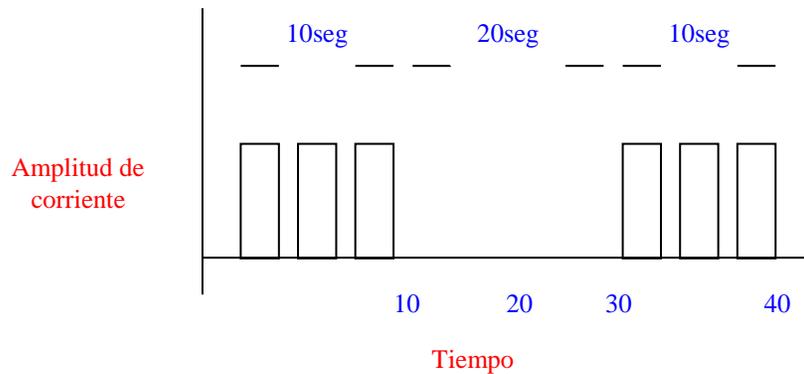


Figura 58. Diez segundos de tiempo de servicio (tiempo on), 20 segundos de tiempo de interrupción (tiempo off) iguales a una proporción 1:2 on :off y un 33% de ciclo de funcionamiento.

III Diseño De Instrumentación Y Consideraciones Sobre Aplicaciones

A. Estimuladores de corriente y voltaje constantes.

1. *Los instrumentos de corriente constante (o regulada)* proporcionan corriente que fluye a la misma amplitud, sin tener en cuenta la impedancia. De acuerdo con la ley de Ohm, el voltaje varía automáticamente para mantener ese flujo de corriente en contra de las fluctuaciones de la impedancia. (Existe un rango específico de impedancia para el cual la corriente es constante).

2. *Los instrumentos de voltaje constante (o regulado)*, proporcionan voltaje de una forma predeterminada que no cambia en características, sin tener en cuenta la impedancia o los cambios en la impedancia. De acuerdo con la ley de Ohm, el flujo de corriente varía inversamente con relación a la impedancia. (Existe un rango específico de impedancia para el cual el voltaje es constante).

B. Electrodo de estimulación. Los electrodos consisten en un material de conducción eléctrica utilizando para transferir carga eléctrica a los tejidos.

1. Tipos de electrodos.

a. *De superficie (transcutáneo)*: electrodos que se colocan en contacto con la piel, generalmente a través de un medio de acoplamiento. Los ejemplos incluyen metal (cubierto con lona, fieltro o esponja), caucho cubierto de silicona y polímeros.

b. *Invasivo*: electrodos que están en contacto con tejido bajo la piel. Los ejemplos incluyen los electrodos percutáneos y epimiseales.

2. *Un medio de acoplamiento* es una sustancia utilizada para favorecer la conductividad uniforme en la interfase electrodo - piel. Los ejemplos incluyen agua, geles y polímeros.

3. Relación entre área superficial del electrodo y la corriente.

- a. En los casos de conductividad uniforme del electrodo, la densidad de la corriente es inversamente proporcional al área superficial del electrodo. Cuando el área de contacto del electrodo disminuye la densidad de la corriente aumenta por una corriente específica.
- b. Los electrodos del área superficial más grande tienen una impedancia más baja. La magnitud del área superficial del electrodo está relacionada directamente con el flujo de la corriente. A mayor área superficial del electrodo, mayor flujo de corriente con un voltaje dado. Esto es una manifestación de la ley de Ohm.

NOTA: La conductividad uniforme del electrodo es una situación ideal que clínicamente no ocurre. Por lo tanto, las generalizaciones establecidas anteriormente deben ser interpretadas cuidadosamente.

4. Configuraciones del electrodo.

- a. Descripción de la colocación del electrodo.

Los términos "monopolar" y "bipolar" han sido fuentes de confusión en las aplicaciones electroterapéuticas; Por lo tanto, el método preferido de descripción sería especificar la colocación anatómica exacta en relación con el tejido blanco y establecer el tamaño de los electrodos utilizados. A

continuación, se presenta una descripción de las que han aparecido en literatura del pasado.

- 1) *Monopolar*: uno o más electrodos del circuito estimulante se coloca sobre el área del tejido blanco donde se desea un efecto mayor. El otro electrodo (s) (de no tratamiento) utilizado(s) para completar el circuito se coloca(n) a alguna distancia del área de tejido blanco.
- 2) *Bipolar*: Todos los electrodos de un circuito se colocan de tal manera que afecten el área blanco.

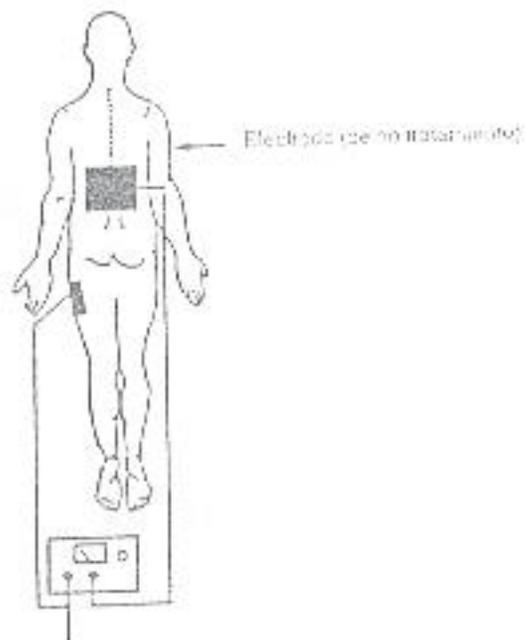


Figura 59a. Aplicación de un electrodo monopolar

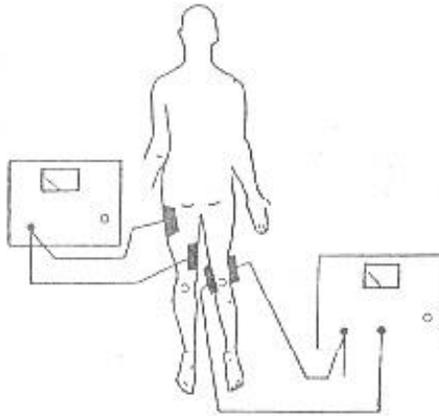


Figura 59b. Aplicación de un electrodo bipolar

3) *Cuadripolar o tetrapolar*: los electrodos conectados a dos o más circuitos se colocan de tal forma que las corrientes interceptan geoméricamente.

B. Conductor a tierra es una fuente infinita de carga eléctrica o de acumulación. En equipos AC impulsados con línea de energía se hace referencia al conductor a tierra entre el estimulador eléctrico y la fuente de energía. Ninguno de los electrodos, en un circuito donde está involucrado el paciente, constituye un conductor a tierra. Por lo tanto, ese término no debe ser utilizado con configuraciones de electrodos que involucran al paciente.

C. Descripción de aplicaciones de estimulación eléctrica.

NOTA: Se reconoce la existencia de varias formas de categorizar o describir el uso de la estimulación eléctrica, incluyendo aquellos que se enlistan más adelante. Sugerimos que los usos de la estimulación eléctrica se describan junto con los

resultados de tratamiento tales como el uso de la estimulación eléctrica (ES) para el control del dolor, el fortalecimiento de los músculos o la reparación de los tejidos. Se reconoce que algunas aplicaciones clínicas de estimulación eléctrica no están bien sustentadas por medio de estudios controlados; por lo tanto, esta sección del documento no refleja necesariamente la eficacia clínica para las aplicaciones siguientes:

1. Aplicaciones clínicas

a. Supresión del dolor.

La estimulación nerviosa eléctrica y transcutánea (TENS) consiste en el uso de estimulación eléctrica aplicada externamente para el uso del dolor.

Los términos genéricos TENS, estimulación eléctrica transcutánea (TES), y estimulación nerviosa transcutánea (TNS), se refieren a sistemas de entrega de estimulación eléctrica que utilizan electrodos de superficie. Con base en la utilización clínica desde finales de 1960, los términos de TENS se han relacionado, por costumbre, con el manejo del dolor. El término electroanalgesia se usa como el termino general para describir los resultados de la utilización de TENS en la supresión del dolor.

b. Mejoramiento de la disfunción muscular.

- 1) *Músculos inervados*: La estimulación eléctrica neuromuscular (NMES) consiste en el uso de estimulación eléctrica por activación del músculo a través de la estimulación del nervio periférico intacto. La estimulación eléctrica funcional (FES) consiste en el uso de NMES para sustitución ortótica.
- 2) *Músculo denervado*: La estimulación muscular eléctrica (EMS) consiste en el uso de estimulación eléctrica por activación directa de músculos denervados.

c. Mejoramiento de la reparación tisular.

La estimulación eléctrica para la reparación tisular (ESTR) consiste en el uso de estimulación eléctrica para reducir la inflamación y fomentar la curación tisular por medio del control de edemas, la administración de agentes farmacológicos por iontoforesis, el mejoramiento del estado vascular y otros medios. Está área para la cual se han reportado muchos resultados sin que existan datos científicos válidos que soporten todos los reportes.

2. Términos vagos

Algunos términos de uso común no describen la instrumentación electroterapéutica en forma precisa y no se recomienda la utilización en presentaciones o publicaciones profesionales.

a. *Los nombres de marca o comerciales* no deben utilizarse para describir las corrientes electroterapéuticas o los resultados de tratamientos específicos.

b. *Las características individuales de la corriente* no deben utilizar aisladamente en cantidad de indicaciones.

1) Especificaciones de corriente o de ondulación.

El caso más común de utilización equivocada de la terminología está relacionado con las configuraciones de onda. Histórica y técnicamente, se ha utilizado el término *galvánico* para describir una corriente interrumpida que es sinónimo de DC.

El término *farádico* describe un tipo específico de corriente de pulso generada por la rotación de un alambre bobinado en un campo magnético. La ondulación resultante consiste en una ondulación de pulso bifásica, asimétrica y no balanceada (figura 43B). Farádico no es sinónimo de AC.

Por lo tanto los términos "galvánico" y "farádico" no son los términos preferidos para describir ondulaciones.

2) Especificaciones de amplitud relativa

La estimulación galvánica pulsada y de alto voltaje (HVPGS) es in término inapropiado con el cual se pretende referirse a un estimulador eléctrico que

tiene una ondulación monofásica con duraciones de fase generalmente menores de 100 segundos y que emplea un alto voltaje. (Generalmente mayor a 150 V). El término HVPGS es una contradicción inherente por que la corriente galvánica requiere de una duración de pulso infinita. La terminología preferida es corriente de pulso y de alto voltaje. (HVPC).

Los aparatos electroterapéuticos de voltaje bajo utilizan duraciones de pulso más largas y como consecuencia requieren voltajes más bajos (generalmente menos de 150 V). Todos los estimuladores comerciales disponibles (con excepción de aparatos HVPC) caen en esta categoría.

Corriente directa de intensidad baja (LIDC) es el término utilizado para el uso terapéutico de corriente directa de menos de 1mA. La especificación de la amplitud preferida debe incluir el rango de rendimiento de la amplitud de la corriente o voltaje del aparato específico.

3) Especificaciones de frecuencia

En el manejo del dolor con TENS clasificaciones arbitrarias de frecuencia (velocidad) han sido utilizadas "baja" (menos de 10 pps) y "alta (mayor de 50 pps).

En NMES sin embargo, los términos de frecuencia "baja", "media" y "alta" han asumido significados diferentes a través de los años. "Frecuencia baja" se asocia usualmente en la frecuencia mínima requerida para "tetany" pero incluye rangos desde 1 hasta 1000 pps. "Frecuencia media" se define técnicamente como 1.000 a 10.000 pps o Hz sin embargo, la variabilidad extrema en respuestas fisiológicas a lo largo de estas frecuencias vuelve esta clasificación impráctica. El rango de frecuencia también ha sido llamado erróneamente "frecuencia alta". Frecuencia alta se define técnicamente como mayor de 10.000 Hz y se utiliza clínicamente por sus efectos térmicos.

La especificación de frecuencia preferida debe indicar los rangos de rendimiento de frecuencia del aparato específico.

NOTA: Aisladamente, las especificaciones para la ondulación (IIB.1), amplitud o frecuencia no son suficientes para caracterizar en forma precisa los estimuladores terapéuticos.

C. Técnicas

Los términos siguientes utilizados para describir las aplicaciones electroterapéuticas representan simplemente las modulaciones de AC o corriente de pulso o la entrega de corriente a través de un sistema específico de electrodos.

Debido que las variables de estimulación no se pueden inferir en forma precisa a partir de estos términos, se debe evitar su utilización.

- 1 Técnica rusa, estimulación rusa
- 1 Estimulación de puntos (electroacupuntura, hiperestimulación, electroacuestimulación, estimulación de acupunto, auriculoterapia, mapeo de electrodiagnóstico).
- 1 Estimulación microelectroneural (MENS).
- 1 Estimulación eléctrica lateral para escoliosis (LESS).

(39)

2.2.4.3 Puntos Motores

MUSCULARES

Los puntos motores musculares se localizan sobre el músculo en uno varios puntos. La técnica a utilizar para estimularlos debe ser la monopolar con electrodo puntual o pequeño.

PUNTOS MOTORES MUSCULARES

José M^a Rodríguez Martín

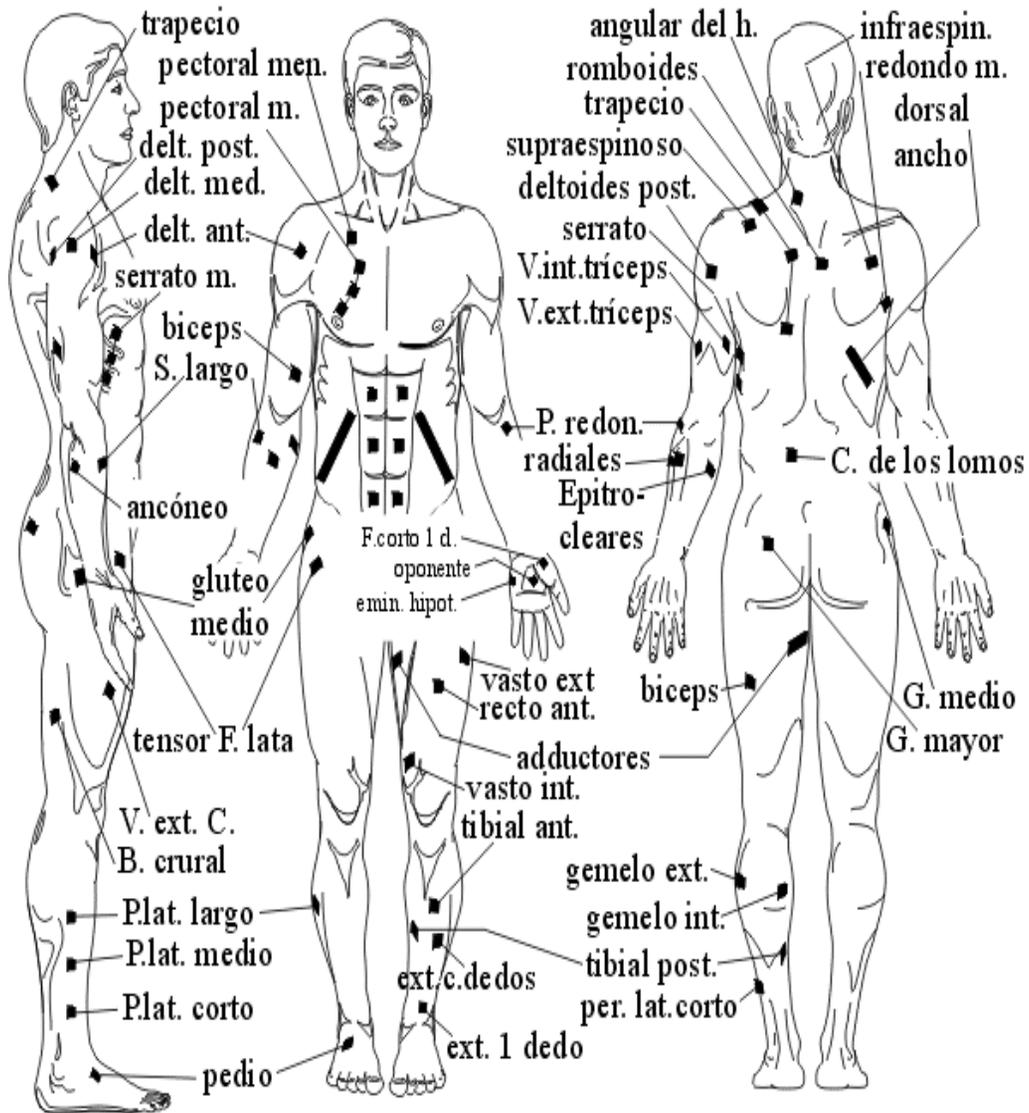


Figura 60a

NERVIOSOS

Los puntos motores nerviosos se localizan en zonas donde los nervios periféricos afloran a la superficie corporal. La técnica a utilizar para estimularlos debe ser la monopolar con electrodo puntual o pequeño.

PUNTOS MOTORES NERVIOSOS

José M^a Rodríguez Martín

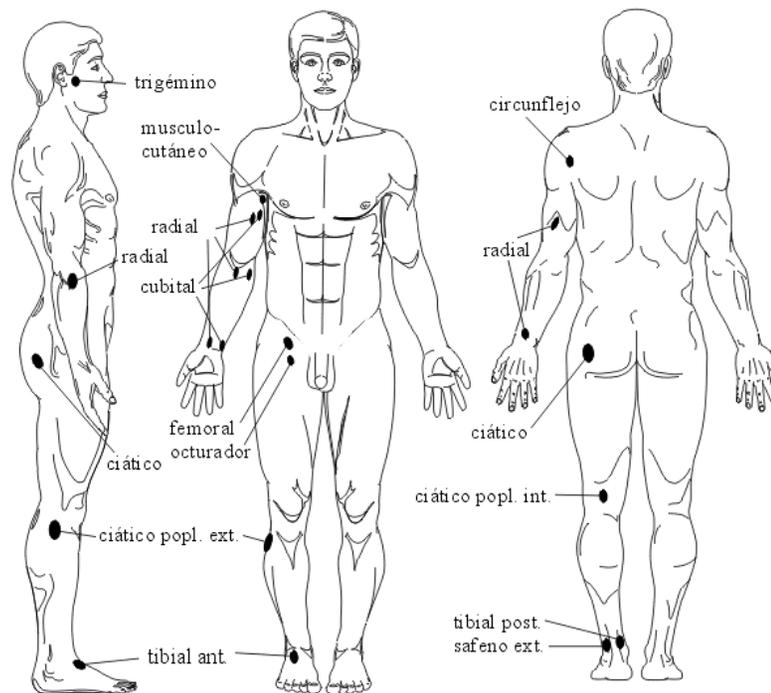


Figura 61b

2.2.4.4 Formas de corrientes

Formas de corrientes cuadrangulares

- Cuadrangular monofásica
- Cuadrangular bifásica consecutiva
- Cuadrangular bifásica desfasada

La cuadrangular monofásica se empleará para estímulo sensitivo, estímulo motor y diseño de corrientes con componente galvánico, siempre que se pretenda atribuir polaridad a los electrodos.

La cuadrangular bifásica consecutiva anula la polaridad de la monofásica y suele soportarse mejor sensitivamente hablando. En esta corriente el fabricante debe considerar si ambos pulsos son la suma del monofásico o si ambos equivalen a dos monofásicos.

La cuadrangular bifásica desfasada está de moda en algunas escuelas, pero no se entrará aquí en polémica. Son muy útiles aplicados como pulsos aislados, pues uno se comporta como positivo y el siguiente como negativo, anulando el componente galvánico en los tratamientos de parálisis.

Otras de Formas de corrientes

- Triangular monofásica
- Triangular bifásica desfasada
- Diadinámicas

La triangular monofásica es necesaria para farálicas (trenes), para explorar con curvas I/T - A/T y para tratamiento de parálisis.

La triangular bifásica desfasada es muy útil y necesaria para tratamiento de las parálisis en modo pulsos aislados.

Las diadinámicas son un grupo de corrientes con ondas sinusoidales que no son tan necesarias como para que obligatoriamente hayan de incluirse en un electroestimulador de baja frecuencia, pues dependen mucho de modas. Pueden sustituirse perfectamente por otras. *Los valores o posibilidades terapéuticas más importantes de estas corrientes no se apoyan en la forma de la corriente, sino en la metodología de aplicación con electrodos manuales. Metodología olvidada. (36)*

2.2.4.5 Fundamentos De Las Corrientes De Baja Y Media Frecuencia

Las corrientes se pueden diferenciar en dos grandes grupos: corrientes continuas y variables. La corriente continua se ha definido como aquella en la que la intensidad es constante durante su aplicación. La corriente variable puede ser de baja o de media frecuencia, diferenciando sus efectos según se utilicen fundamentalmente por la analgesia o estimulación que producen, aunque sin dejar de lado que en todo caso existe estimulación cuando se aplica corriente de baja o media frecuencia, y en la función de la frecuencia algunas pueden ser más eficaces como corrientes analgésicas y otras como excitomotoras.

Los parámetros que determinan las características de la corriente no continua son:

1) Intensidad: Es la carga por unidad de tiempo. Su unidad de medida es el amperio, y se calcula mediante la fórmula.

$$Y = QT \text{ (culombio por segundo)}$$

La intensidad umbral o liminal es la carga mínima necesaria para conseguir un determinado efecto, excitador o analgésico según el caso. En caso de buscar efectos excitomotores conviene recordar que la excitabilidad es mayor para el músculo que para el nervio, lo que puede ser debido a dos razones:

- El grado de umbral es más alto en las fibras musculares.
- La corriente extendida debe ser más amplia estimulando un músculo directamente que el tronco nervioso.

En caso de estimular la fibra aislada del músculo esquelético, éste responderá a la ley del todo o nada, por lo que si utiliza una intensidad superior al umbral la respuesta será la misma. Pero esto no sucederá si la estimulación se hace sobre el músculo estriado o el nervio, ya que estos al tener centenares e incluso miles de fibras diferentes determinarán una gradación de excitación, que determinan la diferencia de intensidad necesaria para conseguir una contracción máxima y una mínima; así se puede distinguir entre:

- Estímulo infraliminar o subliminar, con el que no se llega a alcanzar ninguna respuesta.
- Estímulo submáximo, provoca la reacción de un número creciente de fibras.
- Estímulo máximo o liminar, provoca la respuesta de todas las fibras.

- Estimulo supramaximal, no supone un aumento de la respuesta.

2) Tiempo: Viene determinado por la duración del paso de la corriente, esto es la duración del impulso. A fin de conocer la excitabilidad del músculo se recurre a la determinación de las curvas i/t . En éstas se deduce el valor de la cronaxia y reobase.

3) Pendiente: Es la velocidad con que se alcanza la máxima intensidad, la velocidad de establecimiento de la corriente. Un impulso es menos eficaz a medida que su pendiente de establecimiento es menor.

La fibra se opone a los efectos de la corriente, siendo más efectiva la oposición cuanto menor sea la pendiente, con lo que es más fácil su acomodación (Nerst). Si en mismo músculo coexisten zonas alteradas o enfermas con normales, estas últimas van a ver disminuidas o perder su capacidad de acomodación, con lo que se puede producir de manera más selectiva la excitación de las fibras enfermas. Las fibras nerviosas cuando sufren un proceso de denervación pierden su capacidad de acomodación. De ahí el interés del umbral galvanotétanos, definido como la intensidad necesaria para provocar una contracción con una corriente progresiva de un segundo de duración.

El coeficiente de acomodación se obtiene al relacionar el umbral galvanotétanos y la reobase:

$$CA=UGT/R$$

Donde CA= coeficiente de acomodación.

UGT= umbral galvanotétanos.

R= reobase.

Para obtener una respuesta motora en un músculo normal es necesario utilizar una intensidad alrededor de cuatro veces superior cuando se utilizan impulsos progresivos que cuando se utilizan impulsos rectangulares. Si se trata de músculos denervados el coeficiente de acomodación se aproxima a 1.

4) Polaridad: Este factor determina el sentido de la corriente. Durante el período de cierre del circuito, el negativo es el electrodo excitador, mientras que el positivo lo es en la apertura. Se puede hablar de corrientes unidireccionales cuando la polaridad no varía durante la aplicación, en cambio se trata de corrientes de polaridad alternante cuando se altera durante la aplicación el sentido de la corriente, positivo y negativo.

5) frecuencia: Es el número de ciclos por unidad de tiempo. Se supedita la frecuencia a la necesidad de dar un período de recuperación al músculo, ya que si se utilizan impulsos muy frecuentes, sin el intervalo suficiente, se puede producir la tetanización del músculo (estado de contracción mantenida).

Cuando el músculo es sometido a frecuencias elevadas e idénticas puede aparecer el acostumbramiento. Según su frecuencia las corrientes se clasifican en las siguientes categorías:

- a) Baja frecuencia, hasta el límite de los 1000 hertzios.
- b) Media frecuencia, hasta los 100.000 hertzios
- c) Alta frecuencia, por encima de los 100.000 hertzios

Efectos terapéuticos de las corrientes de baja y media frecuencia.

Las corrientes de baja frecuencia tienen efectos analgésicos demostrados, así como excitomotores de musculatura lisa y estriada.

- a) La analgesia se produce por diversos mecanismos de acción:

1) Metabólico: Se produce un incremento de flujo sanguíneo por las contracciones de la musculatura lisa de los vasos sanguíneos, con lo que aumenta tanto el catabolismo como el anabolismo de la zona. Como consecuencia de estas

corrientes se mejora el trofismo y se incrementa la destrucción de las sustancias algógenas, responsables de la sensación de dolor por irritación de los receptores nociceptivos.

2) Neurofisiológico: Se provoca un bloqueo de las vías de transmisión del mensaje nervioso sensitivo desde los receptores periféricos al sistema nervioso central (áreas de dolor y otras sensibilidades). Para ello es necesario alcanzar el umbral de sensibilidad del sujeto. Se basa en la teoría de la compuerta de Melzack y Wall. Al estimularse las fibras nerviosas aferentes mielinizadas gruesas, fibras A-Beta, que conducen más rápido que las nociceptivas, fibras A delta y /o C. Al aplicar los estímulos eléctricos se actúa sobre la parte medular interfiriendo o bloqueando el mensaje doloroso hacia el sistema nervioso central, con lo que no se percibe la sensación de dolor.

3) Mixto: Mediante los estimulantes dolorosos y de otras sensibilidades, como la estimulación eléctrica de receptores periféricos, se provoca el aumento de la secreción de endorfinas y de otras sustancias a nivel del SNC con lo que varía el umbral doloroso y con ello se favorece la acción analgésica.

Efectos de las corrientes de baja frecuencia

- Analgesia
- Estimulación muscular
- Reducción de edema
- Aceleración de inervación

- Estimulación del metabolismo
- Mejora del flujo sanguíneo
- Activación lipólisis
- Resistencia, fortalecimiento y relajación.

Tabla 3.

Las corrientes de baja frecuencia tienen los efectos citados, aunque dependiendo de la frecuencia son más o menos manifiestos; así predomina el efecto excitomotor en musculatura estriada cuando se utilizan frecuencias de hasta 10 hertzios, de 10 a 25 hertzios es cuando el efecto excitomotor en musculatura lisa es mejor. En cambio la calidad de la contracción de la estriada va disminuyendo conforme aumenta la frecuencia, así entre 25 y 50 hertzios se puede producir una tetanización muscular, al tiempo que empieza a disminuir la eficacia sobre la musculatura lisa. De tal modo que alrededor de los 1000 hertzios y frecuencias más elevadas, se ocurre incluso en riesgo de provocar una contractura muscular.

El efecto analgésico por mecanismos neurofisiológico se inicia alrededor de los 50 hertzios, aunque se consigue la máxima eficacia analgésica aproximadamente en los 100 hertzios.

B) La electroestimulación se basa en la creación del potencial de acción en células estimulables con un impulso eléctrico; en reposo la fibra nerviosa tiene una diferencia de potencial que oscila entre -70 y 90 milivoltios en su interior. El

potencial de membrana es la diferencia entre el potencial externo e interno de la membrana celular. Entre el interior y el exterior de una célula nerviosa hay una diferencia de concentración de iones, siendo más rica en iones de potasio la zona interior y de sodio en el exterior. Pero la membrana celular no es impermeable ya que permite de manera selectiva, que los iones de potasio salgan al exterior, pero no que los de sodio pasen al interior.

Para crear potencial de acción es necesario disminuir el potencial restante (-50) hasta el umbral.

Una vez se ha alcanzado el umbral, la membrana permite ir del potencial restante a la acción. Este potencial de acción transmite una orden al músculo para crear una contracción.

Pero es requisito esencial crear una inversión de la polaridad de la membrana, que se puede conseguir con un estímulo eléctrico, produciéndose un rechazo de iones positivos hacia el interior hacia abajo del ánodo y hacia el exterior bajo el cátodo.

Al hacer aplicación de una estimulación con corrientes eléctricas, lo que se produce es una traslación iónica por repulsión de los de la misma carga y atracción de la polaridad y creación del potencial de acción subsiguiente. Se puede decir que produce algo más que una simple despolarización de la membrana ya que se llega a invertir la polaridad.

Este proceso es más notorio a nivel del electrodo negativo, de ahí la consideración de este electrodo como activo.

Algunos factores con influencia sobre la consecución de electroestimulación son:

- Los parámetros del estímulo eléctrico concreto.
- Que se alcance el potencial de acción
- La estructura de las fibras musculares, que se dividen en dos tipos de fibras: tónicas y fásicas.

FIBRAS TÓNICAS	FIBRAS FÁSICAS
<ul style="list-style-type: none"> • Rojas • Estáticas • diferencia potencial de membrana - 70mv • más rápida activación inicial • tetanización 20-30 hz 	<ul style="list-style-type: none"> • Blancas • dinámicas • diferencia potencial de membrana - 90mv • mayor activación en movimiento rápido • menor resistencia a la fatiga • tetanización 50-150 hz

Tabla 4.

La eficacia biológica de las corrientes de baja frecuencia es muy alta, mayor que las de media frecuencia, aunque sus electrodos son localizados en superficies y bajo los electrodos de aplicación, por la dificultad que constituye la resistencia que

opone la piel a su penetración por estas corrientes, derivada fundamentalmente de su frecuencia, las corrientes de media frecuencia, hasta 100.000 hertzios, tienen menores efectos biológicos que las de baja frecuencia, pero tiene una mayor posibilidad de penetración en profundidad en el organismo, debido a la menor resistencia que opone la piel a su penetración, por lo que se pueden utilizar intensidades más elevadas. Sus efectos son, estimulación de tipo apolar con discreto calentamiento y vasodilatación, activación del metabolismo, disminución de la sensación dolorosa, reducción de edema, reproducción del movimiento vascular, aceleración de la regeneración etc.

Efectos de las corrientes de media frecuencia

- | |
|---|
| <ul style="list-style-type: none">• estimulación• activación del metabolismo• disminución del edema• reducción del edema• aceleración de la regeneración• reproducción del movimiento vascular |
|---|

Tabla 5.

Tipos de corrientes de baja y media frecuencia:

Para clasificar las corrientes se puede atender a diferentes criterios, según se tome como elemento diferenciador la frecuencia, la forma, la polaridad o incluso los efectos terapéuticos que producen.

Si se desea hacer una aplicación de corrientes eléctricas con finalidad terapéutica, habitualmente se recurre a las formas de corriente con impulso repetido con una determinada frecuencia, así se obtienen los distintos tipos de corrientes utilizadas en electroterapia.

Las corrientes variables de baja y media frecuencia utilizan por sus efectos analgésicos y /o excitomotores, en muchos casos, los mismos tipos de corriente pueden producir uno u otro efecto con sólo variar la frecuencia.

A) Atendiendo precisamente a sus efectos se pueden distinguir los siguientes tipos de corrientes, que son las más utilizadas.

- Corrientes utilizadas por sus efectos analgésicos, que se estudiarán en detalle.
- Corrientes ultraexcitante de Trabert - baja frecuencia
- Corrientes diadinámicas de Bernard - baja frecuencia
- Corrientes sinusoidales. media frecuencia
- Corrientes exponenciales, - baja frecuencia.

B) Hay una gran variedad de corrientes con efectos excitomotores, en este apartado se estudian algunas de ellas empezando por las de uso más frecuente.

1) Farádicas: Son corrientes formadas por impulsos muy pequeños y puntiagudos, con una duración de 1 milisegundo, alterna, asimétricas y de baja frecuencia.

Cuando este tipo de impulsos parte de intensidad = se le denomina homofarádica. Si hay una combinación de corriente farádica con una base galvánica se trata de corrientes galvano - farádicas.

Se aplican generalmente en trenes de impulsos o en sucesiones de impulsos individuales crecientes y ondulantes, con una frecuencia determinada por la capacidad de recuperación de un músculo, generalmente de 10 ciclos/segundo. Esto deriva de la principal facultad de estas corrientes, que es su capacidad para producir contracciones mantenidas muy semejantes a las voluntarias.

Están indicadas en los normales para aumentar la fuerza y trefismo muscular y en las parálisis centrales ya que se ha demostrado la excitabilidad farádica.

2) Exponenciales: Son las corrientes variables, progresivas, en las que la implantación de la intensidad máxima alcanzada por impulso ha de tener una cierta duración, en ningún caso inferior a 10 milisegundos, para diferenciarse del impulso rectangular. La forma del impulso describe una curva exponencial, de ahí su nombre. La curva de Je Go se caracteriza porque en 2 milisegundos alcanza el 63% de su intensidad máxima.

Para que estas corrientes sean más efectivas como excitomotoras hay que tener en cuenta una serie de factores:

- Estimulación selectiva de los músculos paralizados, utilizando en los músculos pequeños una técnica monopolar con electrodo puntiforme sobre los puntos motores.
- En cada paciente se debe averiguar los parámetros intensidad, tiempo, e intervalo de los impulsos exponenciales, para lo cual es necesario:

a) Averiguar el umbral galvanotético, esto es la intensidad mínima necesaria para conseguir con contracción con un impulso de 1 segundo de duración.

b) A continuación se aplican impulsos de menor duración para averiguar la intensidad umbral. Se comienza aplicando impulsos de 500, 400, 200 milisegundos etc., y como norma se observa que la intensidad necesaria es menor que el umbral galvanotético, hasta que con una determinada duración de impulso es necesario aplicar una intensidad más elevada para obtener una contracción umbral, ahí está la duración del impulso más útil que es el impulso necesario para obtener una respuesta contractil con la mínima intensidad.

El intervalo es generalmente 3 o 4 veces superior para evitar la fatiga muscular. Así si el impulso es E100 el impulso al menos será de 500 milisegundos; si el impulso es E500, el intervalo será de 2000 milisegundos.

Para lesiones recientes se utilizan impulsos de 100 milisegundos de duración mientras que para lesiones o denervaciones graves se aconseja la utilización de exponenciales de 500 milisegundos de duración.

3) Corrientes de alto voltaje: Son corrientes parecidas a la homofarádica, con la peculiaridad de que la onda puntiaguda es doble, es decir son en forma de un par de impulsos de muy corta duración, de hasta 20 microsegundos, que para poder producir una respuesta umbral necesita una lata intensidad, por lo que su uso no es muy frecuente.

4) Corrientes bifásicas simétricas: Son corrientes muy eficaces como excitomotoras, de aplicación tanto en el caso de buscar el reforzamiento de musculatura normal como para tratar o prevenir atrofas musculares. En todo caso es aconsejable tener las siguientes precauciones:

- Es aconsejable la utilización de técnica monopolar, colocando el electrodo negativo distal (más pequeño) que actuará como activo, y el positivo proximal para cerrar el circuito.
- La duración del impulso se obtienen de la determinación de su cronaxia, oscila entre 100 y 400 microsegundos según el caso.

- Las frecuencias que se usan varían según se trate de fibras de contracción rápida, hasta 85 hertzios, o lenta, máximo 45 hertzios. Estas son frecuencias tetanizantes.
- Son sesiones de tratamiento largas, que duran entre 30 y 90 minutos, incluso más.
- La intensidad será la necesaria para obtener respuesta motora; utilizan intensidades elevadas.

Corrientes bifásicas asimétricas: Se usan en las atrofas musculares con los parámetros siguientes:

- La duración de los impulsos es de 0,2 a 0,3 milisegundos.
- La frecuencia depende de tipo de tejido muscular, en fibras tónicas se utiliza de 5 a 20 hertzios, en las fásicas de 40 a 80 hertzios.
- El ajuste de la amplitud se realiza de manera progresiva. Por ejemplo en un ciclo de 1 minuto se dedican 10 segundos al aumento de la amplitud para lograr una buena contracción, que se mantiene alrededor de 20 segundos seguidos de un intervalo de 30 segundos.

Corrientes alternas sinusoidales de media frecuencia: En 1970 Kotz fue el primero que utilizó corrientes alternas interrumpidas de frecuencia media por su efecto excitomotor; se las aplicó a deportistas rusos de ahí su nombre de **corriente**

rusa. Si se estimula directamente el músculo, la frecuencia es de 2500 hertzios en caso de actuar sobre el nervio debe ser de 1000 hertzios.

Este tipo de corriente se modula en trenes de impulso, con una duración de 20 milisegundos y una frecuencia de 50 trenes por segundo. La relación estímulo intervalo es de 1/1 a 1 /5.

Las frecuencias utilizadas difieren según el tipo de fibras musculares en las tónicas 20 hertzios mientras que en las fásicas se utilizan 100 hertzios.

Además se puede utilizar para fortalecimiento muscular las corrientes interferenciales, corrientes alternas de frecuencia media moduladas, con una frecuencia portadora de 2000 a 2500 hertzios puesto que se ha demostrado que producen una mayor actividad motora, se aplican en caso de querer conseguir un incremento de fuerza muscular, incluso hipertrofia en músculos sanos y atrofiados.

Si se quiere actuar además sobre la composición de las fibras musculares, las frecuencias de la corriente portadora oscilarán entre 2000 a 4000 hertzios.

En caso de que la AMF utilizada sea baja, no superior a 20 hertzios, las fibras musculares se hacen rojas, si es superior a 100 hertzios el músculo se hace blanco.

La AMF que produce contracciones tetánicas más cómodas está entre 40 y 80 hertzios.

Técnica de aplicación de las corrientes variables

Se pueden diferenciar las siguientes técnicas:

- a) Método monopolar, los dos electrodos son de diferente tamaño, actuando el pequeño como activo y el grande como inactivo, este sirve para cerrar el circuito.
- b) Método bipolar, los dos electrodos son del mismo tamaño.
- c) Método tripolar. La aplicación se hace con tres electrodos y se utilizan en casos como en la aplicación de corrientes interferenciales.

Cuando se busca un efecto excitomotor y se utiliza el método monopolar, el electrodo pequeño se coloca en el polo negativo, excitador, y el grande más arriba para cerrar el circuito. El electrodo activo se pone generalmente sobre los puntos motores en los que se ha comprobado que se obtiene una mejor respuesta; en definitiva, lo que se hace al estimular estos puntos es actuar sobre el nervio, ya que suele coincidir con los puntos en los que los nervios se acercan más a la superficie externa.

La aplicación se hará fijando los dos electrodos a la piel con cualquier elemento de sujeción (gomas, cintas, velcro) o se puede hacer con uno de los electrodos puntiforme, es decir de muy pequeño tamaño, aplicando directamente sobre el

punto motor con un mango aislante e interruptor, éste sería el activo o negativo y el positivo se utilizará para cerrar el circuito, en la zona intercapsular o lumbosacra.

Otra modalidad de aplicación monopolar es colocando los dos electrodos longitudinalmente a lo largo del músculo, intentando abarcarlo en toda su extensión pero sin llegar a interesar los tendones terminales.

El método bipolar se hace con dos electrodos del mismo tamaño, colocados a lo largo del músculo, como en la aplicación anterior, ya que hay que tener en cuenta que si los electrodos están muy próximos la estimulación es muy superficial que cuando se separan más, y que cuando más pequeño sea el electrodo más se concentra la corriente, más densa y mas fácilmente se despolariza el nervio.

Si se desean efectos analgésicos se utiliza el electrodo negativo como activo. Generalmente colocado sobre el punto doloroso; en caso de sólo existir un punto de dolor, el positivo se sitúa proximal a unos 3.4cm.

En estos casos, en principio, no se invierte la polaridad durante toda la aplicación, utilizándose la técnica monopolar, en la que el electrodo pequeño es el negativo.

En caso de tener una zona dolorosa, es decir dolor extendido a una zona más amplia, se puede utilizar una técnica bipolar, colocando ambos electrodos indistintamente abarcando la zona de dolor puesto que se realizará inversión de polaridad a mitad del tratamiento. (35)

2.2.4.6 Efectos De La Electroterapia De Frecuencia Media

Aplicada la media frecuencia al organismo humano, los 4000 Hz de portadora alterna sin polaridad eléctrica, no parecen tener efectos de importancia, pero se atribuyen efectos fisiológicos propios de analgesia o *seudoanestesia*.

Por otra parte, dada la disminución de impedancia que la piel y otros tejidos presentan a esta banda de frecuencia, podemos aplicar bastante *potencia energética*, lo que lleva energía calórica que puede desencadenar suaves fenómenos fisiológicos de aumento metabólico, vasodilatación, licuefacción del ambiente intersticial y mejora del trofismo, aun en el caso de que el paciente no manifieste sensación de calor por no alcanzar a estimular el umbral de los termorreceptores.

Los efectos fisiológicos a las corrientes de media frecuencia vienen dados por las modulaciones en baja frecuencia sobre los tejidos en los que actúan.

Tejidos en los que actúa

- 4 Fibra muscular estriada
- 4 Fibra muscular lisa
- 4 Vasos sanguíneos y linfáticos
- 4 Intestinos
- 4 Otros conductos y esfínteres con capacidad contractil
- 4 Tejido conjuntivo
- 4 Articulaciones
- 4 Tejido nervioso
- 4 Disoluciones orgánicas
- 4 Piel

Efectos sobre el músculo estriado

Las modulaciones o pulsos de la media frecuencia clásica están formados por impulsos sinusoidales de doble amplitud (positiva y negativa simultáneamente), circunstancia que provoca en la membrana de las fibras musculares alteraciones en su nivel de polarización, ocasionándolas respuesta motora.

Lógicamente, los mejores impulsos para despolarizar la membrana de la fibra muscular son impulsos de subida rápida (modulaciones cuadrangulares). Los empleados en la interferencia clásica son de subida y bajada progresiva (sinusoidales) con menos capacidad de despolarización. Sin embargo, suplen esta dificultad con la intensa alteración eléctrica de la zona. Además, las modulaciones sinusoidales no permiten reposo adecuado, si lo concedido por las modulaciones

cuadrangulares. Son reposos que se adaptan a la fisiología de la membrana por respetar los períodos refractarios.

Cuando las modulaciones superan el umbral motor de la fibra estriada, las respuestas motoras se ven influenciadas por diversos parámetros:

- ✚ Si las frecuencias son bajas (hasta 10 Hz) la contracción es vibratoria.
- ✚ A partir de 10 Hz la contracción se va convirtiendo en mantenida y puede alcanzar su máxima intensidad entre los 80 a 130 Hz.
- ✚ Cuando la interferencia es generada dentro de los tejidos, la zona de mayor efecto no es precisa. Para evitarlo, se genera dentro del equipo y se practican aplicaciones **bipolares** con circuitos separados y la modulación bien dirigida y al 100%.
- ✚ Si se mantiene un barrido sin pasar por las frecuencias más bajas, la musculatura no entrará en relajación (circunstancia a evitar disminuyendo la intensidad).
- ✚ Si la succión es alterna, se notarán aumentos y disminuciones de la contracción. Para evitar esta oscilación, se conmuta a succión fija (sin alternancias).

Ante la musculatura sana, se deben aplicar trenes si el objetivo es trabajo para tonificación o potenciación.

Efectos sobre el músculo liso

La musculatura lisa es de respuesta mecánica mucho más lenta que la estriada y su forma de trabajo es distinta:

- a) El músculo estriado está dispuesto en sentido longitudinal y fibras paralelas y enlazadas entre sí.
- b) El músculo liso se encuentra dispuesto en forma circular y transversa a lo largo de los distintos conductos y esfínteres, realizando su trabajo de manera que las fibras contraídas inducen contracción a las siguientes y relajación a las anteriores, dando lugar a "olas de contracción" que avanzan por el órgano tubular correspondiente dejando pausas de relajación (*pausas que se deben respetar*).

No toda la musculatura de esfínteres es lisa. Los esfínteres de control voluntario son de fibra estriada.

Efectos sobre el tejido conjuntivo

El tejido conjuntivo se encuentra diseminado por todo el organismo formado:

- 1 Tendones
- 1 Fascias
- 1 Ligamentos
- 1 Cápsulas articulares
- 1 Sinoviales

- 1 Cicatrices
- 1 Fibras de colágeno en general (con sus especificidades de):
 - 1 fijación de plexos
 - 1 apertura y cierre de válvulas de vasos linfáticos y venosos
 - 1 nódulos de concentración de fibrina para englobar y aislar procesos patológicos localizados (fibrosis)
 - 1 fibrillas de adherencia en procesos traumáticos y degenerativos
 - 1 fibrillas de fijación y unión entre piel y planos más profundos (su exceso y pérdida de elasticidad genera la celulitis) etcétera.

El tejido conjuntivo debe encontrarse:

- 1 en su proporción adecuada,
- 1 convenientemente elástico y deformable,
- 1 liberado de otros tejidos vecinos,
- 1 bien irrigado, nutrido e hidratado, y
- 1 En medios orgánicos fluidos, que no empastados o coagulados.

Cuando el tejido conjuntivo pierde su normalidad, da problemas de:

- 1 rigidez articular en general,
- 1 estrangulamiento circulatorio y nervioso,
- 1 pérdida de la elasticidad corporal,
- 1 zonas de fibrosis dolorosas,

- 1 estrangulamientos y atrapamientos musculares,
- 1 Posibles influencias sobre el sistema inmunitario.

Debido a que la fibra del tejido conjuntivo no es contractil, pero presenta la propiedad de alargarse si es mantenida bajo tensión durante un tiempo, ello debido a su comportamiento viscoelástico. Con las modulaciones de media frecuencia se influye en este tejido indirectamente a través de las contracciones y tensiones musculares, causando así:

- 1 movilizaciones vibratorias,
- 1 tracciones intensas y alternas o,
- 1 tracciones mantenidas durante un tiempo,

Con el objetivo de liberar y elastificar las fibras, tratando de luchar contra las alteraciones antes enumeradas.

Efecto sobre las articulaciones

Los líquidos contenidos dentro de la articulación se verán sometidos a movilización repetitiva, los cartílagos a presiones alternativas, las cápsulas a pequeñas deformaciones y la articulación a desplazamientos íntimos de mayor a menor amplitud (según la intensidad de la corriente y el tamaño de la articulación), entonces tendrá consecuencias para evitar:

- 1 adherencias y sedimentación de la fibrina en el líquido sinovial,
- 1 mejora nutricional del cartílago,

- 1 licuación del derrame y su más fácil reabsorción,
- 1 liberación de edemas capsulares,
- 1 estimulación propioceptiva y
- 1 *analgesia* por desencarar estímulos aferentes de los mecanorreceptores articulares de tipo I y II, los cuales poseen un componente inhibitor sobre el dolor conducido por las fibras de tipo C.

No se puede olvidar la influencia en la liberación de movilidad articular, unas veces por adherencias de los tejidos blandos que impiden su recorrido y otras veces por vía del trabajo muscular se movilizará de forma intensa e intrínseca las articulaciones.

Efectos sobre el tejido nervioso

La fibra nerviosa, en este caso, recibe ondas *moduladas en amplitud*, las cuales estimulan al nervio motor y sensitivo. Se puede asegurar que siempre que se manifieste sensación de calambre porque una corriente esta invadiendo, se puede afirmar que se están despolarizando las terminaciones nerviosas sensitivas.

Los equipos de media frecuencia de última generación extienden su banda de interferencia o modulación hasta los 250 Hz, teniendo en cuenta que las fibras sensitivas superficiales son de conducción rápida, y por consiguiente, admiten

perfectamente frecuencias por encima de los 100 Hz máximos en los viejos equipos.

Cuando se piensa en estimular el sistema sensitivo, se puede elevar la frecuencia de modulación perfectamente por encima de los 100 Hz. Pero si se busca un estímulo en nervio motor, no se superarán los 100 Hz. Asimismo, para estímulos motores se elijan contornos de trenes preferentemente. Para estímulos sensitivos, puede mantenerse la corriente más o menos indefinidamente pero introduciendo variantes o barridos triangulares y trapezoidales.

Por lo que se refiere a respuestas neurovegetativas y motoras musculares (vía excitación nerviosa), se ponen de manifiesto cuando se estimula preferentemente zonas de los plexos nerviosos, pudiéndose observar cómo el resto del miembro manifiesta respuestas de contracción muscular y vegetativa. Por ejemplo: si se coloca una aplicación (bipolar o tetrapolar), sobre los orígenes del plexo cervicobraquial, se apreciarán respuestas sensitivas (adormecimiento), motoras (aumento del tono muscular) y vegetativas (cambios de color y sudoración) en el miembro superior correspondiente. Lo mismo acontece en los miembros inferiores si se estimula el plexo lumbosacro.

Si se buscan únicamente efectos sensitivos, nunca se debe olvidar el control de las respuestas a cierta distancia del punto de aplicación, y de la intensidad recibida

por el paciente, ya que pueden provocar calambres musculares, hipertonicidad mantenida, o incluso zonas de ciertas hiperestesias ya que, cuando menos, serán desagradables para el paciente.

La media frecuencia modulada en baja origina corrientes que cada vez se utilizan más para el trabajo muscular, estimulación en *puntos motores nerviosos*. Para ello se programarán:

- 1 modulación (preferible cuadrangular), en frecuencia fija o en barridos que oscilen en las cercanías de 80 Hz (70 a 100),
- 1 con interferencia conseguida dentro del aparato,
- 1 contorno de *trenes* regulados automáticamente o mediante aplicación intencionada y
- 1 Aplicación bipolar.

Efectos sobre las disoluciones orgánicas

Por el hecho de no tener polaridad, la media frecuencia seguramente no debe ocasionar efectos electroquímicos ni iónicos dignos de mención semejantes a los galvánicos. Pero, por otra, es posible que mejore dicho intercambio a causa de la agitación molecular o electrolítica en las disoluciones orgánicas debido a la invasión de una energía ajena al medio, oponiendo resistencia, que al ser vencida generará pequeñas cantidades de calor, disminuyendo la viscosidad del ambiente

electrolítico y provocando una ligera vasodilatación como mecanismo de termorregulación, con sus consiguientes consecuencias fisiológicas para la zona.

Efectos sobre la piel

La piel y el resto de los tejidos presentan menos resistencia eléctrica (en este caso impedancia) ante las frecuencias del aportado (unos 4.000 Hz de media), por lo tanto, la energía eléctrica se introducirá mejor sin agredirla. Por ser alterna esta corriente no tiene polaridad, tampoco aparecerán los efectos de irritación galvánica en la piel. Las frecuencias próximas a 2.000 Hz por sí solas (sin interferencia) poseen efecto sensitivo y ligeramente irritante, pero según se acerca a los 10.000 Hz, no llegan a estimular las terminaciones sensitivas de la piel y, en consecuencia, las molestias subjetivas y reacciones de defensa se reducirán al mínimo.

En muchas ocasiones, en mayor la agresión producida por el mecanismo de succión de las ventosas que por la penetración eléctrica. No suelen darse quemaduras eléctricas en la piel, pero se deben aplicar importantes precauciones cuando existan osteosíntesis o endoprótesis metálicas debidos a la profundidad que alcanza la corriente y las fuertes cargas eléctricas puestas en movimiento, que aunque no producirán quemaduras químicas como el galvanismo, lo pueden hacer como quemadura calórica en las puntas o bordes de tornillos, clavos, agujas, placas, etc.(14)

2.2.4.7 Fortalecimiento Muscular Por Medio De Corrientes Eléctricas

Unidades motrices tónicas y fásicas

Según Bernabé y cols, en el ámbito de la fisioterapia, es común hablar de musculatura tónica y fásica. En este contexto sería preferible hablar de unidades motrices tónicas y fásicas. En líneas generales se conserva la clasificación efectuada por Janda cuyo mayor mérito es el de haber descrito el comportamiento clínico de la musculatura.

UNIDADES MOTORAS	
UNIDADES MOTRICES TÓNICAS	UNIDADES MOTRICES FÁSICAS
Fibras musculares rojas	Fibras musculares blancas
Filogenéticamente más viejas	Filogenéticamente más jóvenes
Capilaridad óptima	Capilaridad no tan buena
Inervación por neuronas A 2	Inervación por neuronas A 1
Frecuencia tetánica baja 20 – 30 Hz	Frecuencia tetánica alta 50 - 150 Hz
Se fatiga despacio	Se fatiga con rapidez
Fibras estáticas	Fibras dinámicas

Tabla 6. Propiedades de las unidades motrices tónicas y fásicas.

Los autores se remiten a otros trabajos de investigación como los de Johnson, Kovanen y Kuo, han demostrado que la composición de fibras musculares no se

corresponde a los principios de Janda y que varía considerablemente de un individuo a otro. Johnson, en particular demostró en un estudio sobre autopsias, que la composición de la fibra muscular varía considerablemente según el individuo. Las cifras reflejan el porcentaje medio real del tipo de fibra muscular, con una flexibilidad del 95%.

PORCENTAJE DE FIBRAS MUSCULARES TIPO I (TONICAS)	
MUSCULOS	PORCENTAJE - %
Gemelos	46,9 – 56,9
Glúteo mayor	42,1 – 71,5
Psoas iliaco	37,0 – 60,9
Tibial anterior	56,6 – 80,5
Soleo	65,8 – 100
Vasto interno	53,5 – 79,8

Tabla 7. Estructura de fibras musculares de músculos únicos según Johnson

Johnson llevó a cabo su investigación en seis hombres dentro de las veinticuatro horas posteriores a su deceso y demostró que, con la excepción de sólo algunos músculos, el cuerpo humano sólo posee músculos con una composición de fibra muscular mixta. Obviamente, existe una diferencia entre la composición de las fibras musculares y el comportamiento clínico de un determinado músculo, tal como sostenía Janda.

En general puede decirse que las unidades motrices tónicas son las primeras en activarse al producirse un movimiento. Las unidades motrices fásicas sólo se activan cuando el movimiento requiere un esfuerzo suplementario. Si el movimiento es rápido, las unidades motrices fásicas pueden activarse antes que las unidades motrices tónicas. Según Kuo y Clamann, este fenómeno se manifiesta con mayor claridad en los músculos sinérgicos con composición de fibra muscular diferente.

Aspectos fisiológicos

El experimento de re- inervación cruzada.

Los autores se basan en Eccles para este experimento: al modificar, en condiciones experimentales, la inervación de una célula muscular de una neurona A 1 a una neurona A 2 o viceversa, se demostró que las propiedades de la célula muscular sufren una alteración fundamental. La célula muscular se adapta, en todos sus aspectos, a la neurona. Burke también señala que la unidad motriz es fisiológica e histoquímicamente homogénea. Esto significa que las fibras musculares inervadas por una cierta clase de neurona motora, son todas funcionales e histoquímicamente idénticas.

La moto – neurona

Las moto - neuronas presentan propiedades funcionales con respecto a las fibras musculares que ellas inervan.

La neurona 2 es menor que la neurona 1. Además de esto, las neuronas siguen generalmente el llamado principio del tamaño (Henneman), es decir, las menores son activadas antes que las de mayor tamaño. Una de las causas es que el potencial transmembranoso de las neuronas más pequeñas es aproximadamente de -70 mV, mientras que el de las neuronas de mayor tamaño es de -90 mV.

En la musculatura, eso significa que las fibras musculares tónicas son activadas antes que las fibras musculares fásicas. Dado que la frecuencia de fusión tetánica de esta unidad motriz es baja según Lullies y Matthews, y la exhaustibilidad es mínima, la musculatura puede adaptarse fácilmente y rápidamente a condiciones cambiantes. Dentro de este contexto, se califican a estas unidades motrices de posturales.

Una neurona de gran tamaño tiene un axón más grueso por lo tanto su velocidad conductora es mayor.

Esto es importante para las fibras musculares fásicas, dado que éstas deben proveer una fuerza explosiva de corto plazo o una fuerza adicional de mayor duración. La motricidad del componente fásico se realiza de manera más ordinaria, debido a que la unidad motriz es mayor. Esta es una constatación relativa dentro de un mismo músculo. Si uno exige de un músculo una reacción inesperada y rápida, las unidades motrices fásicas son las primeras que entran en

actividad. Lo mismo ocurre cuando se realiza un gran esfuerzo físico. Esto se da en particular en los sinergistas que poseen una composición celular variable como lo describe Kuo.

RESUMEN NEURONAS MOTORAS	
NEURONAS A 2	NEURONAS A 1
Menor tamaño	Mayor tamaño
Se activan antes en el movimiento	Se activan después en el movimiento
Potencial transmembranoso de -70 mV	Potencial transmembranoso de -90 mV
Axón más fino	Axón más grueso
Velocidad conductora menor	Velocidad conductora mayor
Son las primeras en activarse al producirse el movimiento	Sólo se activan cuando el movimiento requiere un esfuerzo suplementario
En movimientos rápidos se activan después	En movimientos rápidos se activa antes <i>“fuerza explosiva de corto plazo”</i>

Tabla 8. Propiedades de las neuronas motoras.

Plasticidad del tejido conjuntivo

La musculatura posee una gran plasticidad. El tejido muscular es capaz de adaptarse a condiciones cambiantes según Guth. En general, la transformación de fibras musculares fásicas en tónicas transcurre con mayor facilidad que el caso inverso. Los límites dentro de los cuales se efectúa una transformación están

determinados por la constitución, Howald ofrece un cálculo acertado del alcance y de los límites de la plasticidad dentro de un mismo músculo.

Aspectos Electro-Fisiológicos

Incremento de la fuerza muscular

Se ha demostrado que la fuerza muscular puede incrementarse bajo los efectos de la excitación eléctrica. En personas sanas, el incremento no es superior a aquel logrado a través de ejercicios físicos, pero en el caso de personas de musculatura débil, la fuerza muscular aumenta más rápidamente que con el entrenamiento muscular convencional. Este fenómeno se explica por el hecho de que todas las unidades motrices pueden, en principio, ser activadas por excitación eléctrica, lo cual constituye a la vez uno de los factores de riesgo a ser tenidas en cuenta.

En caso de que el paciente, por el motivo que sea, se encuentre incapacitado para contraer (selectivamente) un músculo en principio sano, se puede lograr la contracción a través de la ayuda de la corriente eléctrica. Los objetivos de la terapia son pues:

- † Mantener la calidad y la cantidad de tejido muscular.
- † Recuperar la sensación de contracción muscular.
- † Incrementar o mantener la fuerza muscular.
- † Estimular la circulación sanguínea en el músculo o mantenerla a nivel óptimo.

Modificaciones en la composición de la fibra muscular.

La composición de las fibras musculares se modifica al ser expuesta a un período prolongado de estimulación producido por corriente eléctrica. Este cambio parece depender principalmente de la frecuencia con la que se despolariza el nervio motriz por medio de corriente eléctrica. En la mayoría de los casos, disminuye la velocidad de contracción de la célula muscular. La fibra muscular se hace más roja (tipo 1) y la capilarización aumenta, la célula muscular también se hace más sensible. La fibra muscular adquiere, de esta manera, el carácter de fibra tónica.

Esta transformación no es siempre deseable, sobre todo cuando se trata de músculos que tienen que poder trabajar dinámicamente. La modificación sufrida en la composición de la fibra muscular es reversible, en otras palabras, la composición de la fibra muscular se adapta a la función a medida que el músculo es reversible, esto quiere decir que la composición de la fibra muscular se adapta a la función a medida que el músculo es usado de manera funcional. Es un hecho establecido que la frecuencia de despolarización del nervio motriz es uno de los factores que determinan el desarrollo de la fibra muscular, esto fue descrito por Matthews, Petty y Swynghedauw. La frecuencia de despolarización del filamento nervioso es el factor decisivo que permite determinar las propiedades características del tejido muscular.

Sin embargo, la denervación del músculo también presenta los mismos resultados. Una estimulación eléctrica del músculo a alta frecuencia (aproximadamente). (100 Hz) produce el emblanquecimiento del mismo, lo cual hace que el músculo se convierta en blanco, mientras que una estimulación eléctrica del músculo con baja frecuencia (aprox. 20 Hz) lo enrojece, lo cual hace que el músculo se convierta en rojo (Matthews, Petty y Swynghedauw).

Los experimentos han demostrado que el emblanquecimiento de las fibras es un fenómeno mucho más notorio de fibras musculares denervadas que en fibras musculares inervadas. La literatura especializada existente nos permite deducir que la plasticidad está relacionada o unida con la frecuencia de estimulación, siendo una cualidad inherente a la célula muscular (Petty).

Incluso parece innecesario producir un potencial de acción en la célula muscular. La transformación de las fibras musculares aparece también bajo el efecto de estimulaciones subliminales (40).

La preservación de la modificación producida en la composición de la fibra muscular está determinada sobre todo por el uso funcional del músculo. Si la función no se corresponde con la composición de la fibra muscular, entonces el músculo se adaptará rápidamente. Esto se constata especialmente en las fibras musculares fásicas blancas (Swynghedauw).

La estimulación eléctrica permite influir en la composición de la fibra muscular tanto como uno lo desee, para hacerlo, basta solo con variar la frecuencia de la estimulación eléctrica (Swynghedauw). Es en este aspecto, en el que la estimulación eléctrica se diferencia de la cinesiterapia.

Se puede afirmar que:

1. Una frecuencia baja (hasta aproximadamente 20 Hz) produce el enrojecimiento del músculo.
2. Una frecuencia alta (hasta aproximadamente 150 Hz) produce el emblanquecimiento del músculo.

La influencia de la corriente eléctrica sobre la musculatura da lugar a tres posibilidades:

1. Fortalecimiento del músculo sin que se produzca modificación en la composición de la fibra muscular.
2. Fortalecimiento del músculo con el objeto de modificar la composición de la fibra muscular.
3. Estimulación subliminal a largo plazo para modificar la composición de la fibra muscular sin fortalecer el músculo.

INDICACIONES

Fortalecimiento muscular con vista a mejorar el rendimiento en deportes de alto nivel.

- 🏋️ Aumentar la capacidad de aceleración
- 🏋️ Aumentar la fuerza de resorte
- 🏋️ Aumentar la capacidad de resistencia

Fortalecimiento muscular en condiciones patológicas

- 🏋️ Condropatía retrorotuliana
- 🏋️ A nivel post-operatoria menisectomía, fractura y rotura de ligamento.
- 🏋️ Problemas lumbares.
- 🏋️ Estabilización de la espina dorsal en la región lumbar a través del fortalecimiento del abdomen inferior.
- 🏋️ Problemas de rodilla
- 🏋️ Estabilización de la articulación de la rodilla cuando presenta síntomas de inestabilidad.
- 🏋️ Incontinencia, fortalecimiento de los músculos esfínteres externos.
- 🏋️ Postura deficiente. El fortalecimiento muscular permite un mejoramiento en la postura, en especial en la columna vertebral a nivel dorsal.

CONTRAINDICACIONES RELATIVAS

- 🏋️ Lesiones musculares, tendomiosis, tendinitis.

- ☞ Desórdenes articulares agudos, como artritis y bursitis, en combinación con calor y afectación funcional.
- ☞ Tejidos no consolidados, tales como fracturas y roturas de músculos y de ligamentos.
- ☞ Ciertas formas de espasticidad.
- ☞ Ciertas formas de miopatías.

(22)

2.2.5 Corriente De Koth O Estimulación Rusa

El objetivo de esta corriente busca la potenciación muscular intensa reduciendo en lo posible las molestias sensitivas en el paciente. Dada la confusión que se mantiene sobre esta corriente, merece una breve aclaración.

Los métodos clásicos de potenciación muscular con el apoyo de la electroterapia se basan en las corrientes farádicas, las cuales poseen polaridad eléctrica y los pulsos son bastante largos. Estas condiciones provocan en el paciente molestias sensitivas cuando pretendemos contracciones musculares potentes elevando la intensidad de forma considerable.



Foto 2. Potenciación muscular con corriente rusa
Fuente: www.electroterapia.com

El trabajo muscular, destinado a potenciación importante, se debe conseguir mediante trabajo activo voluntario reforzado con trenes de electroestimulación.

Se han descrito bastantes sistemas de potenciación muscular, unos con más lógica que otros e incluso algunos sin lógica. Aquí se hará referencia al sistema más clásico y seguro, aunque requiere tiempo y atención directa del fisioterapeuta hacia el paciente: **potenciación con trenes de aplicación intencionada.**

La aplicación intencionada consiste en la activación del tren de forma voluntaria mediante un pulsador que algunos equipos poseen, para desencadenar la salida de la corriente durante un tiempo programado o mientras se mantiene pulsado el interruptor (mejor esta segunda).

Los trenes deben ser bastante largos e intensos (mayores de 10 segundos) tanto con farádicas monofásicas como con bifásicas o con la estimulación rusa (corriente de Koth).

Esta corriente de Koth se probó con los deportistas de halterofilia pretendiendo reclutar al esfuerzo voluntario el máximo porcentaje posible de fibras motoras. Lógicamente, este control debe realizarse de forma manual para adecuarse al tiempo que el deportista puede mantenerlo, en lugar de que el deportista adecue su esfuerzo a un tiempo programado, aún a pesar de que éste no sea capaz de mantenerlo.

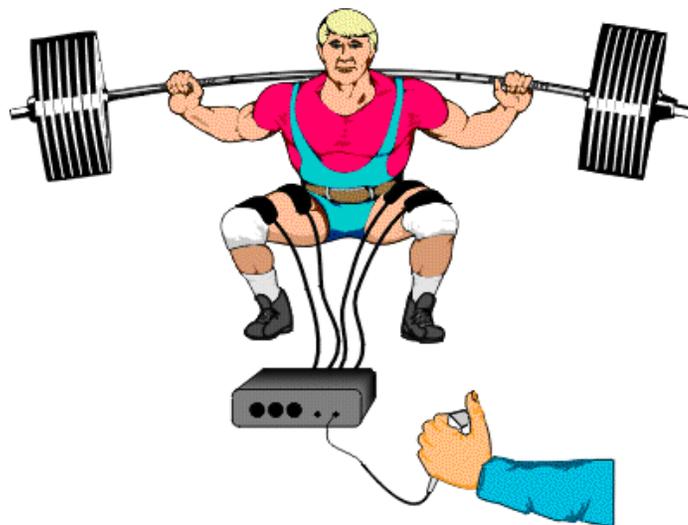


Figura 61.

Para evitar que la corriente reduzca su desagradable sensación de calambre eléctrico doloroso, se buscó la alternativa de aplicar modulaciones de media frecuencia (2.500 Hz) en pulsos que componen la baja y útil (50 a 100 Hz), siendo la de 80 Hz muy característica, ya que, en principio, se trata de trabajar selectivamente la fibra rápida. En casos en los que se busquen otras fibras musculares o nerviosas, regularemos el equipo a la frecuencia deseada. Así mismo, si nos se halla ante un paciente con la musculatura afectada por patología, se reducirá la frecuencia a los parámetros que nos indique la previa exploración con las curvas (I/T).

Otra característica fundamental que posee esta modalidad de corriente es que la modulación de los pulsos que **tiene que ser cuadrangular**, para respetar el período refractario de la membrana. No sirven las modulaciones sinusoidales de las interferenciales clásicas.

También se debe respetar el período refractario de la membrana creando suficiente reposo entre los pulsos o modulaciones, por lo menos una razón de 1:4; una razón menor invade en exceso el reposo y retarda la polarización de membrana.

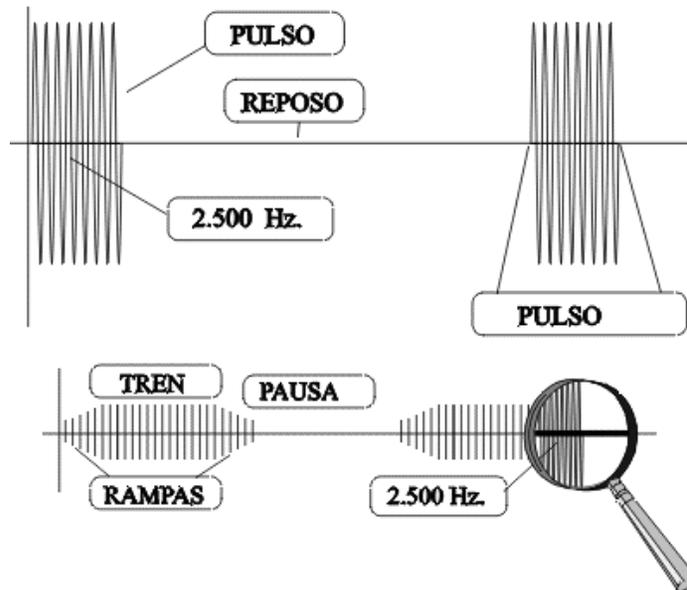


Figura 62

Esta corriente requiere de aplicaciones cuidadosas y prudentes, con electrodos amplios para conseguir la respuesta de grandes masas musculares, regular la intensidad lo máximo posible pero sin riesgos de calambres o desgarros musculares, presencia del fisioterapeuta en todo momento, control voluntario o intencionado del tiempo de la sesión y de los trenes, atención del fisioterapeuta ante cualquier signo de queja o alarma por parte del paciente.

Es una técnica muy interesante pero requiere experiencia y medios técnicos. Pocos son los equipos que realmente son capaces de generar las verdaderas corrientes de Koth, aunque sus características lo indiquen como tal.

Derivados de los requerimientos a máximo rendimiento en el mundo del deporte; aparecen necesidades de manejar intensas corrientes pero:

- 1 que no dañen los tejidos,
- 1 que no produzcan quemaduras bajo los electrodos y
- 1 que resulten soportables sensitivamente hablando.

Para ello se piensa en las modulaciones de media frecuencia por:

- 1 anularse en ellas el componente galvánico,
- 1 por molestar poco al paciente,
- 1 por alcanzar profundidades importantes y
- 1 por admitir perfectamente grandes electrodos e invadir amplias masas musculares.

A partir de ese momento, los equipos de media frecuencia tienen que aportar cambios en el diseño dirigidos a la formación de trenes, tales como:

- 1 Modulación dentro del equipo, es decir, aplicaciones bipolares de uno o de ambos circuitos.
- 1 Conseguir modulaciones cuadrangulares, más eficaces que las sinusoidales, permitiendo un tiempo de silencio eléctrico o reposo entre modulación y modulación, muy adecuada para respetar la fisiología del período refractario en la membrana de la célula muscular y nerviosa.

- 1 La corriente portadora contenida dentro de las modulaciones se establece en 2.500 Hz como media. Pueden usarse 4.000 o más, pero cuanto mayor sea, más intensidad se requerirá. Los equipos de última generación permiten ajustar y elegir entre 2.000 y 10.000 Hz.
- 1 Poder regular la frecuencia de las modulaciones entre 40 a 120 Hz para adaptarse a los distintos tipos de fibras musculares (lentas o rápidas).
- 1 Poder regular (dentro de la misma frecuencia) la razón existente entre el pulso de la modulación y su reposo para adaptarse a fibras rápidas o lentas, nerviosas o musculares, la tolerancia del paciente o mayor o menor intensidad.
- 1 Que dichas modulaciones se agrupen en trenes y pausas con distintos tiempos (desde trenes de 0.5 a 30 seg y pausas de 0.5 a 60 seg). Además, se regularán las rampas de subida y bajada (fundamentalmente la de subida), para que el esfuerzo alcance su máximo de forma progresiva o brusca (las rampas pueden oscilar entre 0 y 2 seg).

La potenciación muscular con estas corrientes requiere grandes contracciones de grupos musculares, superponiendo al trabajo activo resistido el estímulo eléctrico, circunstancia que hace especialmente útil el sistema de *aplicación intencionada*. Los métodos potenciadores son muy diversos en cuanto a formas y tiempos de trabajo. Se pueden realizar isométricos resistidos, isotónicos concéntricos resistidos, isotónicos excéntricos resistido, en cadena cerrada, en cadena abierta, etcétera.

En cuanto a tiempos y modos de potenciar, se encuentran algunas variantes:

1° Se pueden realizar primeramente contracciones moderadas para calentar el grupo muscular durante 5 a 10 minutos destinadas a la musculatura lenta. Seguir con 10 a 15 minutos de intensas contracciones destinadas a musculatura rápida, para, finalmente, entrar en un período de unos 5 minutos de relajación con vibraciones musculares.

2° Provocar alrededor de 5 largas contracciones diarias de 20 a 30 seg dejando descanso de 1 a 3 minutos entre cada contracción.

3° Otros métodos proponen trabajo en 3 ó 4 series de 10 repeticiones con trenes de 10 seg y descansos de 20 seg. Dentro de los trenes de la frecuencia se adaptará en la primera serie para fibra lenta (50 Hz), en las siguientes series se aumenta la frecuencia para incluir progresivamente la fibra rápida y nerviosa.

4° Asimismo, algunos métodos proponen series de trabajo intenso de fibra rápida con trenes de unos 10 seg y pausas de 10 seg, pero de forma que en las pausas se mantenga un cierto nivel de estimulación con una frecuencia vibratoria de 3 a 5 Hz a fin de favorecer la relajación muscular.

Cada profesional debe aplicar los parámetros que considere oportunos siempre que domine el equipo estimulador, la técnica, el estado del paciente, una exploración adecuada y suficiente experiencia personal.

Es fundamental tener en cuenta la frecuencia de la corriente para trabajar con la precisión deseada sobre musculatura lenta, rápida o la frecuencia adecuada en ese preciso caso y momento. Se recomienda utilizar los impulsos cuadrangulares exploratorios, y con los parámetros obtenidos, trasladarlos a las modulaciones cuadrangulares de media frecuencia o corriente de Koth.

Llama la atención la "sospechosa" importancia que se presta a los sistemas de seguridad eléctrica en los equipos de electroestimulación, olvidándose de otros factores más importantes y básicos en los tratamientos, como pueden ser sistemas de dosificación adecuada o el mando de aplicación intencionada que puede evitar lesiones musculares, tendinosas, ligamentosas y capsulares.

Es curioso observar como ciertos fabricantes introducen reformas en "nuevas generaciones de equipos" y olvidan características anteriores fundamentales.

Por otra parte, los "protectores legales de la seguridad" se obcecán en detalles intrascendentes, pero permiten y pasan por alto cuestiones transcendentales. (37)

2.2.6 Estimulación De Alto Voltaje

La estimulación de alto voltaje no es y nunca será estimulación galvánica.

Parámetros de pulsos

La estimulación de alto voltaje ha sido definida recientemente como tener una salida de más de 100-150 voltios, pero la mayoría de los equipos disponibles en la actualidad tienen salidas entre 300-500 voltios. El conocimiento del voltaje por sí sólo no ofrece información a los usuarios acerca de las respuestas psicológicas que es capaz de lograr, no está indicada en problemas clínicos para los cuales este estimulador es usado. Los parámetros de pulso deben entenderse primero, justo como con cualquier otra unidad de TENS.

Comúnmente el estimulador de alto voltaje es un pulso de tipo monofásico con una doble forma de pico. En todas las probabilidades de picos gemelos tienen o, no significado. Una de las cosas que es más importante es que este pulso monofásico es muy corto. La duración de cada pulso ha sido medida para un rango en alguna parte entre 5 y 75 microsegundos, con un pico de corriente mucho más alto que el pico de corriente de un TENS de bajo voltaje por algunos 25 tiempos. Una unidad ha sido registrada para enviar más de 2500 miliamperios de pico de corriente. Un pico alto de corriente no significa un alto promedio de corriente, lo cual en muchos estimuladores de alto voltaje no puede excederse de 1.5 a 2.0 miliamperios. También muchos promedios de corriente pueden causar

efectos negativos en el tejido. El promedio más bajo de salida de corriente del estimulador de alto voltaje lo hace más seguro.

La rata de pulso de los estimuladores de alto voltaje ha sido diseñada para variar entre aproximadamente 1 y 120 pulsos por segundo y esta bien dentro del rango también ofrecido por unas pocas unidades de bajo voltaje (TENS). Desde el incremento del promedio en la rata de pulso de la corriente, la rata máxima de pulso coincide con el promedio máximo de corriente.

Para muchos estimuladores de alto voltaje las cargas de pulso pueden ser calculadas y en un producto de la salida de voltaje y los valores de los circuitos del condensador de salida. Los rangos del pulso máximo de carga usualmente son entre 10 y 15 microcolumbios. Estos valores se encuentran entre los límites de seguridad. Los pulsos monofásicos de los estimuladores de alto voltaje causan una acumulación de cargas positivas y negativas debajo de los electrodos respectivos en el tejido por el cual la corriente fluye. En la rata máxima de pulso (120pps), la suma de toda la duración del pulso representa menos del 1% del total de tiempo de tratamiento, y los interpulsos intervalos más de un 99% del total del tiempo de tratamiento. Este fuerte factor soporta la hipótesis que la carga eléctrica es depositada en el tejido el cual será neutralizado por el propio mecanismo homeostático del cuerpo. Aún, el mínimo y temporal imbalance de las cargas eléctricas causadas por la corta duración, el pulso monofásico puede ser

benéfico, y puede contribuir a la expansión del uso clínico de los estimuladores de alto voltaje.

Respuesta psicológica y viabilidad clínica

Previo a la discusión de este tema, se debe ser señalado que los estimuladores de alto voltaje no afectan biológicamente el tejido en un único o especial sentido de conocimiento para electrofisiólogos. Más bien, los parámetros de pulso son los factores que permite una gran variedad de respuestas psicológicas, comparadas a otros estimuladores de más bajo voltaje. Sin embargo, la llave de beneficio de los estimuladores de alto voltaje es la versatilidad en la aplicación clínica, y no la superioridad psicológica. La versatilidad en este caso significa que los estimuladores de alto voltaje ofrecen rasgos para diferentes aplicaciones clínicas. En esencia, cuando dos estimuladores eléctricos diferentes con características de salida similares son usados con el mismo protocolo, se espera que la respuesta clínica y los resultados sean los mismos.

Diferente a muchos otros estimuladores con pulsos largos de duración, particularmente la clásica Galvánica, Farádica y Diadinámica, los muy cortos pulsos de duración del grupo de alto voltaje crea una estimulación la cual es del todo confortable, y una la cual más pacientes pueden tolerar. Este muy corto pulso de duración seguido por un muy largo interpulso de intervalo elimina la formación de algún efecto apreciable químico o térmico en el tejido. Este es en completo

contraste para la verdadera estimulación Galvánica la cual tiene muy largos pulsos de duración (1-300 milisegundos o más), y están diseñados para provocar cambios en el tejido dérmico y subdérmico. Consecuentemente, las respuestas psicológicas básicas de los dos grupos son diferencias evidentes. Más sin embargo, la estimulación de alto voltaje es usada para el tratamiento de síntomas que podrían no responder a la estimulación Galvánica y viceversa. En adición, las técnicas de estimulación y el tiempo de tratamiento es muy diferente, y los resultados clínicos no han sido comparados.

La combinación de pulsos de corta duración y los altos picos de corriente del estimulador de alto voltaje es una razón mayor que es capaz de evocar todas las tres principales respuestas excitatorias.

El alto voltaje puede producir estimulación sensorial cuando esta indicada y cuando esta es el único fin fisiológico. Los ejemplos para el uso clínico son en el dolor de espalda agudo o crónico, absorción de edema y cicatrización de úlceras. La contracción muscular o respuesta motora de un solo músculo o grupos musculares, superficiales o profundos, pueden ser estimulados fácilmente y confortablemente. El relativo confort y la profundidad de penetración puede ser la llave para la utilidad de la estimulación de alto voltaje en las condiciones clínicas tales como trasplante de tendón, articulación inmovilizada y deficiencia de CNS donde se requiere la reeducación muscular. Un recuerdo más que para la efectividad del

uso del alto voltaje en reeducación muscular, el estimulador debe también tener un independiente, estimulación variable en tiempo de "ENCENDIDO" y tiempo de "APAGADO". Ninguno de los dos alto voltaje ni tampoco otro estimulador puede ser usado para reeducación muscular sin este rasgo.

Con se indico previamente, la estimulación sensorial es la respuesta psicológica deseada y muchas condiciones diferentes de niveles de estimulación para tratamiento. La modulación de dolor, como un ejemplo, ha sido un objetivo de tratamiento incluido en numerosos planes de tratamiento amplio donde la estimulación sensorial es efectiva. Pero cuando el dolor llega a ser crónico o la estimulación sensorial no ha tenido los resultados esperados, la estimulación de puntos gatillo doloroso u otros puntos debería llegar a preferirse el método de estimulación. Los estimuladores de alto voltaje son totalmente capaces de proveer respuestas tanto psicológicas, y esta dar soporte para el beneficio de su versatilidad. Mientras los estimuladores de bajo voltaje también son capaces de proveer estimulación dolorosa, ellos no son útiles para estimulación motora a causa del dolor, y aún otros no proveen estimulación sensorial aislada. Una observación que vale mencionar es que las cualidades de la percepción dolorosa de estimulación es dependiente altamente en la duración del pulso. Los pulsos de larga duración y bajos picos de corriente de muchos estimuladores de bajo voltaje provocan una quemadura, sensación de dolor superficial. Los pulsos cortos de duración y altos picos de corriente de los estimuladores de alto voltaje producen

una picada, una percepción de dolor profundo tipo pinchazo, la cual es más tolerable.

Porque ellos tienen un pulso monofásico, los estimuladores de alto voltaje creados para una acumulación temporal de cargas eléctricas positivas o negativas en el tejido estimulado. Como se menciona antes, esta acumulación de cargas puede proveer para ser un factor clave para la regeneración celular en células no - excitables las cuales tienen fallas para regenerarse o son patológicamente lentas en la regeneración. Algunas condiciones clínicas las cuales pueden depender de estas cargas eléctricas están abriendo heridas tales como llagas dolorosas, úlceras diabéticas y fracturas sin unión. Si los procesos regenerativos proveen para ser facilitados por un pulso monofásico, otros beneficios podrían añadirse para los usos clínicos de la estimulación de alto voltaje. Sin embargo, se ha mostrado que un efecto bactericida es dependiente de la polaridad. Los estimuladores de alto voltaje pueden proveer incluso polaridad positiva o negativa. Estos ofrecen la posibilidad de que los estimuladores pueden ser usados para apresurar el recubrimiento de infecciones bacterianas locales. Bifásico, los pulsos simétricos son mucho menos probables para esta aplicación desde este tipo de pulso no envía una acumulación de cargas.

Limitaciones clínicas

En la presentación de sus diseños, los estimuladores de alto voltaje no pueden estimular músculos denervados, ellos no pueden desarrollar una iontoforesis efectiva. En cada caso, la razón es el muy corto pulso de duración. Una fuerte contracción de una gran masa muscular también puede ser difícil de lograr. Posiblemente tales músculos requieren algo de pulso largo de duración y un pulso de gran carga para hacer que ellos hagan una contracción vigorosa. Sin embargo, porque muchos músculos de muchos pacientes pueden ser estimuladas con facilidad, los estimuladores de alto voltaje proveen los resultados clínicos deseados en la mayoría de los casos.

Conclusión

Los efectos fisiológicos y la versatilidad clínica de los estimuladores de alto voltaje son la llave para las utilidades clínicas y populares. Su aceptación clínica, sin embargo, el objetivo lejos de sobrepasar la documentación clínica de su efectividad.

Para obtener los mejores resultados clínicos y para investigar acerca de la efectividad, se debe aplicar el alto voltaje usando la mejor psicología racional y protocolo de tratamiento. Cuando se desarrolla el tratamiento en una forma consiente, se deben predecir los resultados de las respuestas. Un armazón general y una guía para la aplicación ahora no se presentarán.

Aplicaciones clínicas

La estimulación de alto voltaje es usada en siete problemas básicamente. Algunas condiciones clínicas requieren únicamente estimulación sensorial, algunas motora, mientras otras requieren estimulación dolorosa.

1. Dolor

El dolor se define como un implacentera, sensación nociceptiva y experiencia emocional resultante e una actual o potencial tejido lesionado, y puede ser clasificado en dos categorías generales:

- ⇒ Agudo: Este tipo puede ser severo o leve, localizado o irradiado; superficial o profundo. Si el tiempo transcurrido del comienzo se extiende de unas pocas horas a unas pocas semanas, el dolor puede definirse como agudo.
- ⇒ Crónico: Una cualidad y/o intensidad de la percepción del dolor es pasada por más de unas pocas semanas puede ser considerado cónico.

1. Causas: En general, el dolor puede ser causado por trauma, inflamación, cirugía, degeneración del tejido, o alteraciones circulatorias. Este puede también ser originado por mal funcionamiento de un órgano interno, y puede ser argumentado por factores afectivos.

Se utilizan diferentes protocolos de tratamiento según el propósito del tratamiento, los cuales son:

- ⇒ Descarga opiácea endógena: La frecuencia de estimulación de ser baja (2 – 5 pps), y el mayor efecto es la liberación de endorfinas y serotonina cerebral. El dolor agudo, particularmente es localizado, con mejor respuesta local, en la estimulación segmentaria donde es usada la alta frecuencia (50 – 120 pps). El propósito de este mecanismo es la liberación de encefalinas como es en la teoría de la compuerta.
- ⇒ Bloqueo nervioso: La percepción de dolor puede ser modulada por un bloqueo directo del potencial de propagación de acción, tal como un bloqueo axonal de nervios periféricos el cual se ha demostrado en el laboratorio.
- ⇒ Teoría de la Compuerta: La teoría de la compuerta, el tipo más clásico del control del dolor, propone que el uso de la estimulación sensorial únicamente inhibirá la propagación de la entrada la cual esta comunicada por las fibras conductoras de dolor. La inhibición ocurre en el cordón espinal y posiblemente a niveles talámicos.

2. Alteración de la movilidad articular

Alguna reducción en el rango de movilidad articular fisiológica se incluye en esta categoría. La limitación puede ser temporal o permanente, y puede o no incluir debilidad muscular. Los casos donde la estimulación de la contracción

muscular únicamente es suficiente para elongar la articulación y restaurar la movilidad.

⇒ Causas: Acortamiento del tejido conectivo alrededor de la articulación y/o acortamiento del músculo. Cuando se presenta inflamación articular y hay presencia de dolor, se puede considerar la alteración de la movilidad articular.

⇒ Propósitos de tratamiento:

⇒ Modulación de dolor.

⇒ Absorción del infiltrado.

⇒ Mejoramiento de la microcirculación

⇒ Elongación mecánica

3. Espasmo muscular protector:

El espasmo muscular protector es una reacción fisiológica transitoria por daño y/o inflamación del sistema musculoesquelético. Esta presencia continua no es deseada y debe ser eliminada tan pronto como sea posible.

⇒ Causas: Trauma de una articulación y/o músculo, movimientos anormales y procesos inflamatorios, todos pueden provocar una reacción protectora del músculo. Al tiempo, el dolor local puede acompañar el espasmo.

⇒ Propósitos de tratamiento:

- ⇒ Fatiga muscular: Se ha demostrado que la estimulación motora con pulsos continuos con una rata de 100 – 120 pps puede reducir la fuerza de contracción al 20% - 30% de esta máxima tensión sin 2–3 minutos de estimulación. Esta fatiga muscular puede atribuirse en parte a la falta de una transmisión de potencial de acción al cruce neuromuscular, acompañado por un deceso en la liberación de transmisión.
- ⇒ Ciclo dolor/espasmo.
- ⇒ Contracción/relajación.

4. Atrofia muscular por desuso

La atrofia por desuso puede definirse como una reducción en la fuerza de contracción muscular y/o tamaño, usualmente seguido por una alteración prolongada de la movilidad articular de cirugía, lesión o enfermedad.

- ⇒ Causas: En el grupo ortopédico usualmente ocurre seguido de trauma e inmovilización prolongada. Los casos que son los mejores ejemplos son fractura y casos postquirúrgicos. La enfermedad degenerativa de la articulación y las condiciones articulares inflamatoria crónicas pueden también causar la atrofia del músculo. Lesiones del CNS, CVAs, lesiones cerebrales y lesiones del cordón espinal pueden tener una buena respuesta a la estimulación eléctrica.
- ⇒ Propósitos de tratamiento:

- ⇒ **Fortalecimiento muscular:** Un protocolo adecuado de estimulación ha mostrado repetidamente un incremento de la fuerza muscular de músculos en desuso, y, de acuerdo al conocimiento de hoy, debe ser usado en combinación con una contracción voluntaria. La evidencia ha revelado que la combinación del ejercicio y la estimulación eléctrica es superior para la contracción voluntaria sola.
- ⇒ **Hipertrofia de la fibra muscular:** Es una evidencia inconclusa que la estimulación eléctrica facilitará un incremento selectivo en el diámetro de la fibra. Sin embargo, esto no incrementará la circunferencia total muscular.
- ⇒ **Activación enzimática:** Distintas enzimas, notablemente la succinil deshidrogenasa, la cual se asocia con la actividad oxidativa en los músculos, se ha mostrado para ser influenciado por la estimulación eléctrica. Este incremento de la actividad puede ser relacionado no sólo a apresurar el proceso de recubrimiento de la atrofia por desuso, pero también para minimizar el desarrollo de la atrofia.
- ⇒ Modulación del dolor.
- ⇒ **Contracción muscular aislada:** Voluntaria, la activación de un grupo muscular aislado ha sido uno de los objetivos más difíciles de conseguir: particularmente para músculos inhibidos o anulados por oposición de músculos espásticos. La estimulación eléctrica puede evitar tal inhibición y activarla, en aislación, el músculo necesitado.

La estimulación prolongada ha mostrado un incremento significativo de la fuerza en el grupo muscular aislado.

- ⇒ Movilidad articular: Por la activación de músculos aislados, los movimientos articulares son producidos en la dirección de halo, por eso siguiendo el mantenimiento de los rangos fisiológicos o restauración de ellos si la limitación ya ha comenzado. En este caso, la estimulación eléctrica puede ser substituida por movimientos voluntarios no disponibles, y mantenimiento o mejoramiento de la movilidad de las articulaciones afectadas.
- ⇒ Inhibición de la espasticidad.

5. Tejido deteriorado

Por definición, el tejido dañado es una interrupción de la integridad y la función de las estructuras que envuelve. Bajo condiciones patológicas el tejido puede no regenerarse, o esta puede ser muy lenta. La estimulación eléctrica puede proveer una modalidad valiosa en apresurar este proceso. Únicamente son considerados los tejidos dérmicos y subdérmicos. Músculos, tendones, conectivo profundo, tejido óseo no se incluyen incluso aunque ellos pueden ser influenciados por la estimulación.

- ⇒ Causas: Estasis venosa crónica, insuficiencia arterial periférica, diabetes mellitus, y lesiones del cordón espinal. Las causas directas para

ulceración pueden incluirse heridas postquirúrgicas, fricción y quemadura.

⇒ Propósitos de tratamiento:

⇒ Potenciales positivos de lesión: La abstinencia o disminución de una diferencia potencial puede acelerar el proceso de curación. Para tratar una ulcera con el potencial positivo de un estimulador un pulso monofásico, la diferencia en el potencial puede restaurar y acelerar el proceso curativo.

⇒ Mejoría de la Microcirculación: La estimulación alrededor o directa en una ulcera puede mejorar la circulación alrededor de las células afectadas y aumentan en su mejoría. Incluso sin embargo la mejoría de la circulación no se ha probado por medida directa. Recientemente, se ha reportado que las bajas frecuencias de estimulación (2-5 pps) sobre la membrana de la mano izquierda produjeron marcas de incremento en la microcirculación y por eso acelera la curación de úlceras dérmicas. El ACTH y las B-endorfinas se han encontrado en gran concentración en la sangre seguida de la estimulación. Se ha especulado que estos peptidos pueden contribuir a una rápida rata de curación. La microcirculación no se debe confundir con macrocirculación.

⇒ Efecto Bactericida: Basado en un solo estudio bien controlado, esta hipótesis que los pulsos de carga positiva tienen un efecto

antibacterial. La estimulación eléctrica posiblemente del todo actúa para limpiar el tejido de la infección bacterial, por ello, lo estimula para la regeneración. Otros estudios, menos controlados, han mostrado que este es electrodo de carga negativa el que produce el efecto bacteriostático. El asunto de la polaridad es por lo tanto inestable. Esto sin embargo parece que incluso con polaridad positiva o negativa, que el pulso debe ser de tipo monofásico y no bifásico.

- ⇒ Incremento del Drenaje Linfático: Se ha especulado que la estimulación eléctrica de un lado afectado puede aumentar el fluido linfático y permitir una mejoría del metabolismo.

6. Absorción del Edema

El edema puede definirse como una acumulación de excesivo fluido extracelular porque la pérdida de proteína y plasma de las paredes capilares, la efusión de la inflamación intra-articular y extra-articular. Este puede ser agudo o crónico dependiendo del lapso de tiempo de su inicio. El edema generalizado del tejido puede estar acompañado de enfermedad sistémica tal como la diabetes y la falla del riñón.

- ⇒ Torceduras y estiramientos traumáticos a una articulación o tejido blando; procedimientos postquirúrgicos; inflamación de articulaciones y/o tejido blando tales como bursitis, tendinitis, artritis reumatoidea y similares; todas son acompañadas por hinchazón. Las articulaciones

hemofílicas y los hematomas agudos también se pueden incluir. Se ha reportado que la estimulación eléctrica puede ser efectiva en la aceleración del proceso de absorción para las elongaciones articulares agudas.

⇒ Propósitos de tratamiento:

⇒ Campo Potencial Eléctrico: El fluido de la corriente eléctrica en el tejido crea un campo de potencial eléctrico el cual puede estimular el sistema linfático para absorber el fluido excesivo.

8. Desordenes Circulatorios Periféricos

Tradicionalmente, se ha afirmado que la estimulación eléctrica es la modalidad más efectiva para mejorar la circulación periférica. Los datos recientes indican claramente que los TENS modernos con pulsos cortos no se espera que alteren el fluido sanguíneo periférico en sujetos normales. Pero con los pacientes que sufrían de alteración circulatoria, particularmente los tipos de vasoconstricción neurogénica, la estimulación eléctrica puede ofrecer una ayuda significativa.

⇒ Causas: La atrofia muscular isquémica (síndrome de Volkmann), la distrofia simpática refleja, la insuficiencia venosa, y la enfermedad arterial periférica oclusiva son las mayores enfermedades de alteración circulatoria. La inflamación de tejido conectivo, la enfermedad degenerativa articular e incluso la espasticidad puede también afectar la circulación sanguínea.

⇒ Propósitos de tratamiento:

- ⇒ Activación Simpática Directa: Los nervios simpáticos tienen propiedades de excitación similares como algunas fibras somáticas. La excitación o bloqueo de las fibras post ganglionares puede ocurrir con parámetros de pulso de muchos TENS incluido el alto voltaje. Los resultados pueden respectivamente vasoconstruir o vasodilatar. Clínicamente, tal estimulación eléctrica es aún para ser mostrada.
- ⇒ Reflejo Simpático – Somático: La estimulación sensorial somática segmental ha mostrado el incremento de descarga simpática para órganos viscerales. Esto puede estar influenciado por los tejidos de músculos lisos de las arterias periféricas, particularmente cuando son hipertónicas, por su relajación a un nivel estable.
- ⇒ Descarga Neuro-peptida: Datos recientes indican que la microcirculación para las extremidades como bien para los órganos internos puede incrementarse por estimulación de bajas frecuencias (2 pp). Se ha especulado que los neuro-peptidos tal como el ACTH y las endorfinas pueden ser responsables del efecto de vasodilatación.
- ⇒ Acción de Bombeo Muscular: La acción de bombeo muscular es el mecanismo clásico de la contracción y relajación que el músculo crea la fuerza necesaria para empujar la sangre venosa hacia el corazón.

⇒ Metabolitos Musculares: La contracción muscular es acompañada por la producción de metabolitos, la presencia de tales estimulantes del sistema vascular para incrementar la suplencia de sangre a los músculos afectados en orden para remover estos metabolitos.

(41)

Técnica de la estimulación motora de alto voltaje

En el esquema de las curvas de Howson, se dan cuenta que el mejor medio para reclutar la motoneurona α y evitar el reclutamiento de las fibras sensitivas nociceptivas es trabajar con una intensidad máxima aumentando progresivamente la duración del impulso hasta el efecto motor deseado.

Debido a las diferencias fisiológicas entre los individuos, las diferencias de los parámetros externos de cada sesión (temperatura, higrometria, estado de los electrodos...) y las variaciones fisiológicas individuales (resistividad en particular) los programas automáticos o prefijados son inadecuados.

El fortalecimiento muscular

Los investigadores determinaron una escala entre 15 Hz (impulsos) y 150 Hz para reclutar las fibras α . Luego basta con un poco de experiencia para conseguir esta sensación de vibración por un equilibrio entre la duración del impulso y la intensidad. El esquema de las curvas de Howson es un ejemplo: el orden del

reclutamiento es igual para cada uno pero los valores de la duración del impulso et de la intensidad son estrictamente individuales y dependen en gran parte de la potencia producida por el aparato.

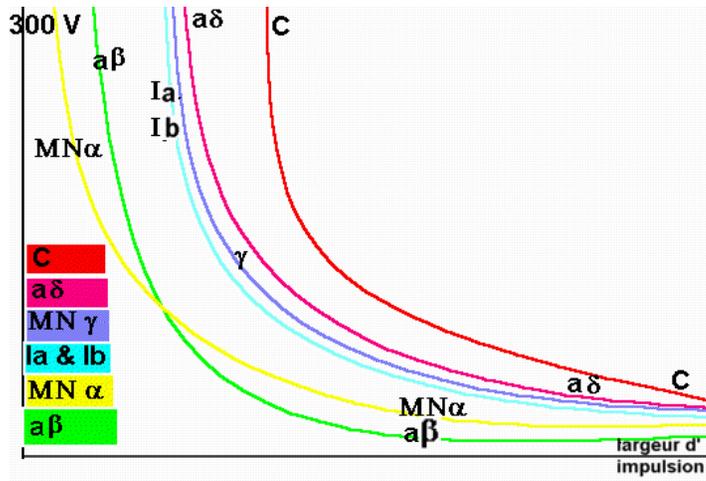


Figura 63

Elección de la frecuencia

Se conoce que las frecuencias de tetanización adecuadas dependen del ciclo de contracción y relajación de la fibra motora, de 20 hasta 30 Hz para las fibras lentas, 30 hasta 50 Hz para las fibras intermedias y de 50 hasta 100 Hz para las fibras rápidas. El error clásico es creer que se puede aislar las fibras rápidas trabajando con una frecuencia de 100 Hz. De echo, con 100 impulsos se generan los 20 necesarios para reclutar las fibras lentas, y con 100 Hz se reclutan todos los tipos de fibras. El reclutamiento aislado de las fibras rápidas depende de los tiempos de descanso. Tiempos de descanso alrededor del medio microsegundo privan las fibras lentas de oxígeno y permiten el trabajo solo de las fibras rápidas cuyo metabolismo es anaeróbico (sin oxígeno). Esta función es usada en medicina

deportiva y por lo general en el trabajo diario el fisioterapeuta tiene que estimular el conjunto del potencial muscular con una frecuencia entre 60 y 100 Hz.

Modo de estimulación

Ha sido descrito mas arriba la técnica de estimulación por el mas alto voltaje (intensidad) disponible para eliminar el reclutamiento de las fibras sensitivas y especialmente las fibras nociceptivas aumentando progresivamente la duración del impulso.

Hay tres programas principales de fortalecimiento muscular:

- el programa de despertar motor:

Permite por salvas de impulsos de frecuencias bajas y progresivamente crecientes de 1 hasta 20 Hz el regreso de la autonomía de contracción de fibras bloqueadas.

- el programa de fortalecimiento muscular isométrico o gimnasia pasiva:

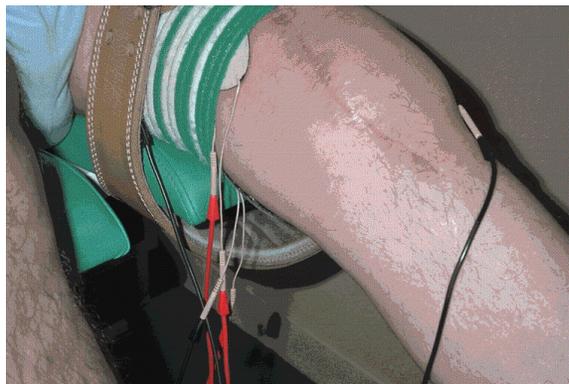


Foto 3. Fortalecimiento muscular isométrico. Ref. www.electroterapia.com

Sobretudo destinado a la lucha en contra de la amiotrofia de los músculos de los miembros inmovilizados. Su desventaja es aumentar la fuerza del músculo exclusivamente en el grado articular del trabajo.

- *el programa de fortalecimiento dinámico:*

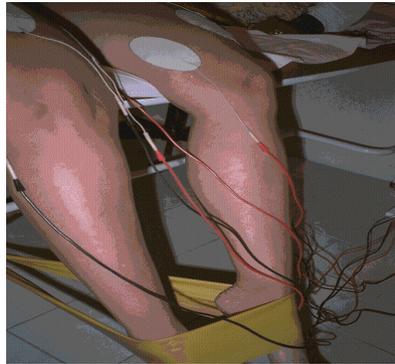


Foto 4. Utilización de una cincha elástica tipo Thera-Band en el fortalecimiento muscular de los cuádriceps. Referencia. www.electroterapia.com

Debe ser asociado con una contracción voluntaria del paciente. Para reclutar el máximo de fibras motoras eliminando la estimulación de las fibras sensitivas, hay que aplicar una resistencia adecuada a la fuerza desarrollada.

El reclutamiento progresivo de las fibras se obtiene de manera indolora aumentando progresivamente la duración del impulso con la intensidad al máximo y aumentando paralelamente la resistencia aplicada.

Las técnicas de electro-estimulación son basadas sobre el principio de la estimulación del huso neuro-muscular que permite un reclutamiento máximo y reflejo de las fibras motoras.

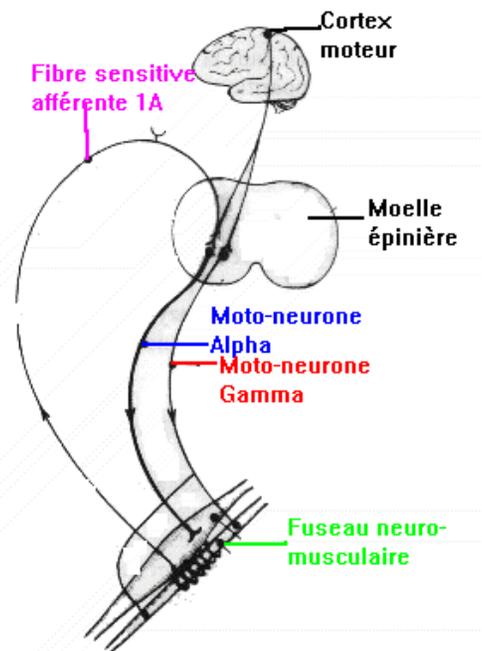


Figura 64. Huso neuro-muscular

Sucintamente, el huso neuro-muscular es estimulado durante el estiramiento del músculo. Reacciona a este estiramiento por una excitación de la fibra sensitiva Ia que comunica al nivel raquídeo con la motoneurona, generando así la estimulación de nuevas unidades motoras para oponerse al estiramiento. La electroterapia de alto voltaje permite el reclutamiento de la fibra Ia y el aumento sin estiramiento del numero de las unidades motoras excitadas y de la frecuencia de estimulación de las motoneuronas.

Este procedimiento permite el desarrollo desde la primera sesión de un mejor reclutamiento de las unidades motoras durante la contracción; permite también desarrollar una fuerza doble de la fuerza voluntaria máxima para un individuo medio, y una ganancia de fuerza cerca un 10% en tres sesiones por mejoramiento del reclutamiento de las unidades motoras.

Los mecanismos hipertróficos serán activados ulteriormente. (42)

2.3 VARIABLES

Ver anexo F.

3. DISEÑO METODOLOGICO

3.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN

Este trabajo fue de tipo cuasi experimental, pues no se trabajo con un grupo de control, pero se tomaron dos grupos de pacientes escogidos al azar.

3.2 POBLACIÓN DE ESTUDIO

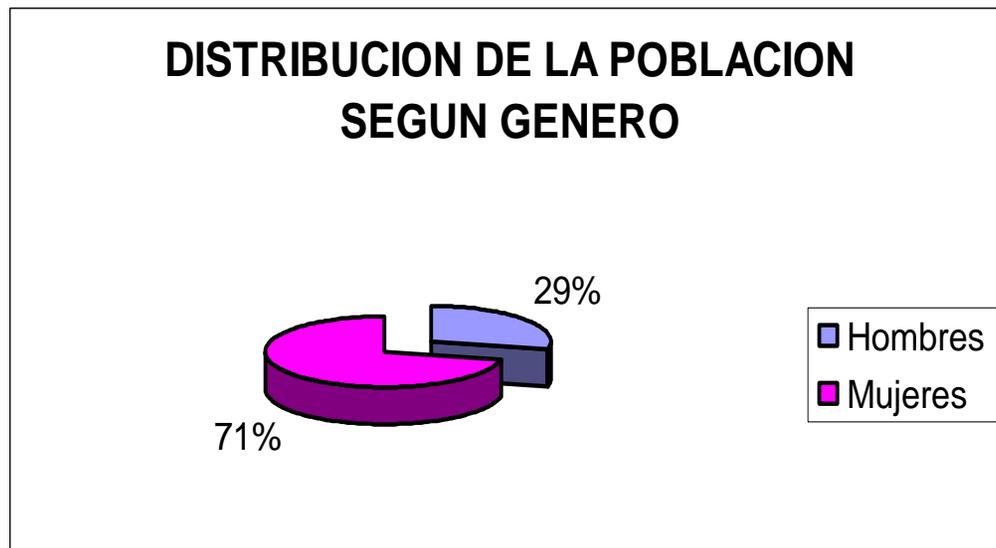
La población de estudio empezó con 15 pacientes de los cuales 1 desertó, por lo que se terminó con 14 que fueron tomados de la población de estudio. Los pacientes fueron distribuidos al azar en dos grupos; los investigadores incluyeron a todos los pacientes diagnosticados con malalineamiento patelofemoral, teniendo en cuenta como criterio de exclusión las contraindicaciones absolutas o relativas con respecto a la electroterapia (remitirse a marco teórico página 227) que remitidos de ortopedia a los consultorios de fisioterapia CAFAM IPS calle 51 del 15 de julio al 11 de septiembre del año 2000.

Los investigadores no hicieron diferenciación de características previas, uno de los hallazgos fue encontrar ocho pacientes que corresponde al 57% de la población con malalineamiento patelofemoral bilateral, escogiendo para el estudio el miembro más comprometido.

El orden de llegada fue tenido en cuenta para la numeración de historias clínicas pero no en la distribución de los pacientes para el estudio.

Las características de la población de estudio fueron las siguientes.

Hombres	4
Mujeres	10

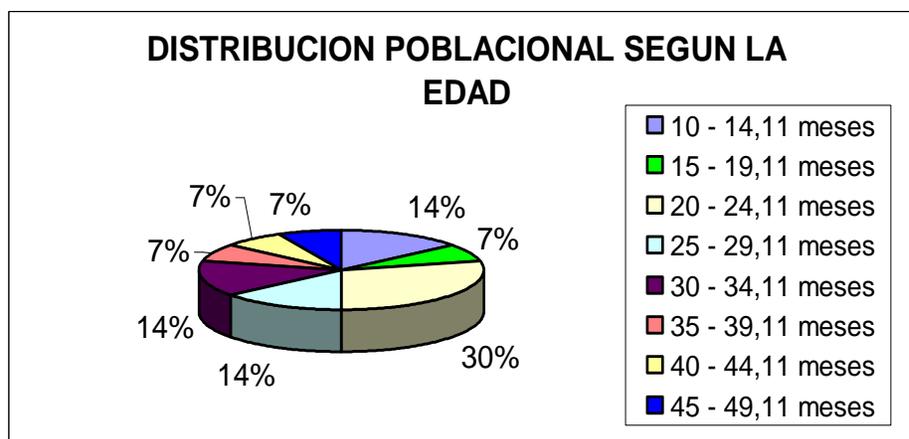


Gráfica 1. Distribución de la población según género.

Según esta gráfica el porcentaje más alto de la población fueron mujeres.

EDAD

10 - 14,11 meses	2
15 - 19,11 meses	1
20 - 24,11 meses	4
25 - 29,11 meses	2
30 - 34,11 meses	2
35 - 39,11 meses	1
40 - 44,11 meses	1
45 - 49,11 meses	1



Gráfica 2. Distribución poblacional según la edad

Según la edad, el porcentaje más significativo fue el que se encontró entre 20 y 24 años.

OCUPACION

Estudiantes	6
Empleados	7
Ama de casa	1



Gráfica 3. Distribución poblacional según ocupación.

En la gráfica se evidencia como el porcentaje más alto fue el encontrado en los individuos que laboran actualmente. Es decir en la población para la cual adolecer de esta patología genera cambios que significan modificaciones para su ocupación laboral.

Se encontraron las siguientes características:

Una de las personas trabaja como cajera, una paciente más trabaja en un cultivo de flores, un tercero trabaja como mensajero, dos sujetos más trabajan como independientes y un último sujeto de esta población trabaja como secretaria. Para el 6 del total de ellos que pertenecen al 85% de los 7 pacientes empleados, era fundamental el uso de actividades que implicaran bipedestación y marcha, por lo cual se debe insistir en como el malalineamiento patelofemoral podría implicar un decremento en su actividad.

3.3 INSTRUMENTOS Y TÉCNICAS EN LA DISTRIBUCIÓN DE LOS DATOS

Para este proyecto investigativo se diseñó un instrumento que permitiese medir las condiciones sociodemográficas como evidenciar las condiciones fisiocinéticas de esta población así como los antecedentes patológicos previos a la lesión. Este instrumento investigativo fue puesto a evaluación en la prueba piloto pero se conserva un borrador original de la primera evaluación esta copia evaluativa se encuentra bajo el anexo A.

3.4 PRUEBA PILOTO PARA INSTRUMENTOS

La prueba piloto fue realizada el día 27 de julio del 2000, con un paciente que no formo parte de la investigación, esta prueba piloto tenía por fin no solamente la revisión del instrumento evaluativo sino de las condiciones mismas de la evaluación para los investigadores, es decir, tiempo que consumieron para la evaluación, y si todos los ítems que contenía la evaluación respondían a lo que se estaba pensando evaluar desde el comienzo, así se hicieron los siguientes cambios a esa evaluación que originalmente se planteó:

- ↻ Talla
- ↻ Edad
- ↻ La pregunta: ¿ Con qué aumenta el dolor?
- ↻ Solamente se dejo para valoración muscular los músculos de rodilla, y se omitieron los de cadera y pie.
- ↻ Se cambiaron los ítems de evaluación de marcha, omitiendo la división de fases y el análisis específico en cada una de estas fases para pelvis, cadera, rodilla y tobillo y dedos.

Posterior a estos cambios se diseño un instrumento que fue el que realmente se aplico en el proceso de investigación, la copia en blanco y el instrumento definitivo de la evaluación se encuentra en el anexo B.

Para la aplicación de la prueba piloto se realizó con un paciente de sexo femenino, de 24 años de edad, la evaluación fue hecha por las investigadoras, la evaluación se hizo en las instalaciones de la Escuela Colombiana de Rehabilitación.

3.5 TÉCNICAS PARA ANÁLISIS DE DATOS

La población de individuos que participó en el proceso investigativo fue contactada directamente por las investigadoras a partir de la población atendida en los consultorios de Fisioterapia de CAFAM. Para su participación en la investigación fue solicitado un permiso formal escrito a cada uno de los pacientes; no se permitió la intervención de ningún paciente ante la investigación sin esta autorización, la copia en blanco del mismo se encuentra en el anexo C.

Las evaluaciones realizadas tanto iniciales como finales fueron realizadas por el mismo individuo, una de sus investigadoras (JPU), mientras que las intervenciones fueron hechas por el segundo de los investigadores (TWV), todas las intervenciones de la población de estudio fueron hechas por uno solo de los investigadores con el fin de disminuir la interferencia en los factores de error en las condiciones interevaluador.

Existió una diferencia entre los tiempos específicos de intervalo del manejo de la población, ya que algunos de ellos en referencia a los períodos largos de descanso

producto de los días lunes festivos hicieron algunas variaciones en el período específico de interacción con el paciente entre una jornada y la siguiente. Todos los pacientes fueron sometidos a un total de diez sesiones de trabajo, perteneciendo la primera y la última de esta serie, es decir, la sesión uno y la sesión diez a procesos de evaluación de la investigación, mientras que las ocho sesiones intermedias correspondieron al proceso investigativo.

El aparato de corriente utilizado fue uno, para la aplicación de los dos tipos de corrientes se utilizó siempre el mismo aparato, es decir, un aparato que permitía la aplicación de la corriente de alto voltaje y otro aparato que permitía la aplicación de corriente rusa siendo siempre el mismo aparato. Para la corriente rusa se utilizó un equipo Forte CPS 200 STIM 200 Combo, y para el alto voltaje se utilizó un equipo marca Chatannoga Corporation 1984. En las fotos 5 y 6 se muestran los equipos ya mencionados. La colocación de los electrodos fue: el electrodo estimulante fue colocado en el vasto medial oblicuo, y el dispersor paralelo al anterior, tal como se muestra en la foto 7.



Foto 5. Equipo de corriente rusa. Forte CPS

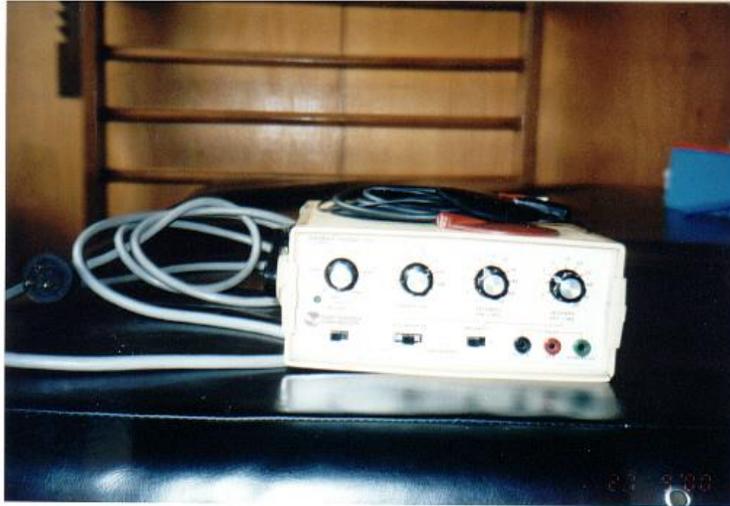


Foto 6. Estimulador de alto voltaje



Foto 7. Colocación de los electrodos.

La intervención por parte de las fisioterapeutas se encuentra en el anexo D, el cual describe día a día cuáles fueron los tipos de ejercicio terapéuticos utilizado y sus objetivos, convirtiéndose en el protocolo de tratamiento utilizado en todos los pacientes.

Dentro de la investigación se creyó necesario la toma de material fotográfico que permitiese constatar el tipo de intervención que se hizo he inclusive alguna de las condiciones logísticas que rodearon este proceso de investigación en estas fotos se pueden evidenciar las siguientes situaciones:

Se puede evidenciar como para la aplicación de las corrientes el paciente siempre mantuvo una posición sedente, como se demuestra en la foto número 7.

Las intervenciones incluyeron actividades en colchonetas como se puede observar en la foto 8 al igual que actividades en camilla como se puede ver en la foto 9.

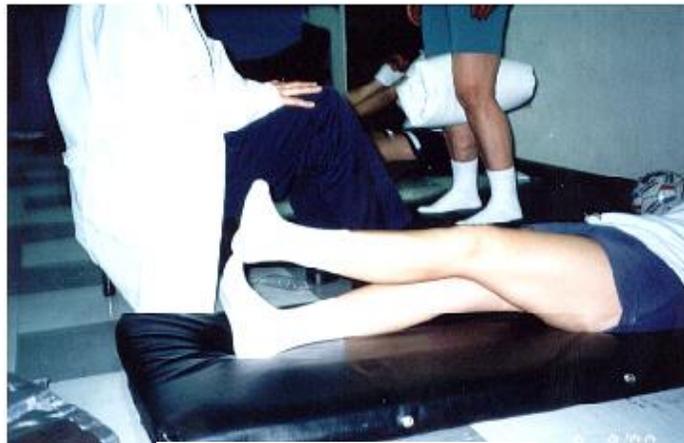


Foto 8. Trabajo en colchoneta



Foto 9. Trabajo en camilla

Los investigadores creyeron necesarios tomar material de vídeo filmación con el fin no solamente de constatar visualmente los cambios en la magnitud de la contracción que se obtenía con los dos tipo de corriente, dato difícil de evaluar desde la visión fisioterapéutica al igual que testimonios de muchos datos que aunque no se incluyeron en el instrumento inicial si eran importantes para ser tomados por los investigadores, tales como, el confort que sentía el paciente con una u otra corriente, la diferencia en la sensación que podía tener el paciente entre una y otra sesión, que aunque son características importantes de la estimulación eléctrica eran difíciles de medir por el fisioterapeuta.

Para medir la atrofia muscular fue utilizado una cinta métrica normal, utilizando los puntos que irán a continuación: pliegue inguinal, tercio superior, medio e inferior

del muslo, para esta medida se midió la distancia desde la espina ilíaca antero-superior al borde superior de la patela y se dividió, esta longitud fue dividida en tres partes, tal como se evidencia en la figura 65.

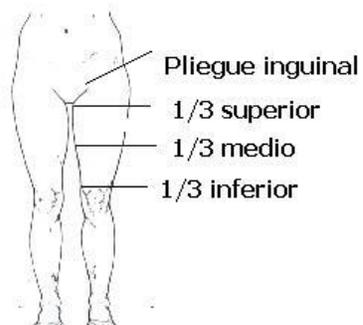


Figura 65. Medición de atrofia

Para la evaluación del ángulo Q, se utilizó un goniómetro normal, tomando como puntos de referencia la espina ilíaca antero-superior el centro de la rótula y la tuberosidad tibial, tal como se evidencia en la figura 66 y en la foto 10.

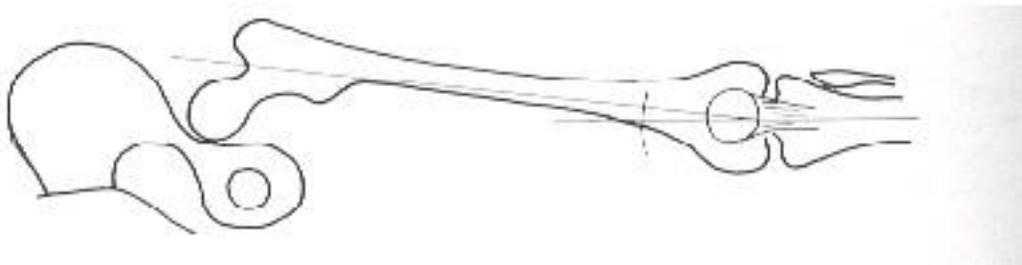


Figura 66. Ángulo Q.

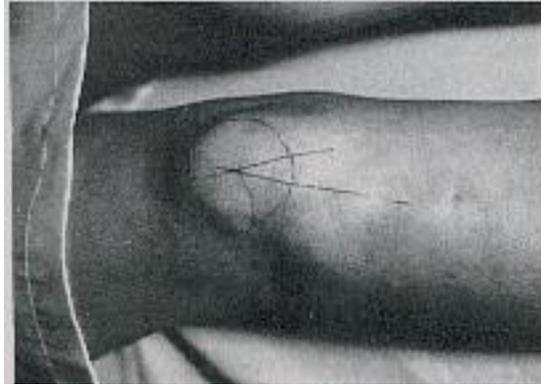


Foto 10. Medición del ángulo Q.
Fuente: Tratado de ortopedia y fracturas. Malagon, V

4. PRESENTACION Y ANALISIS DE RESULTADOS

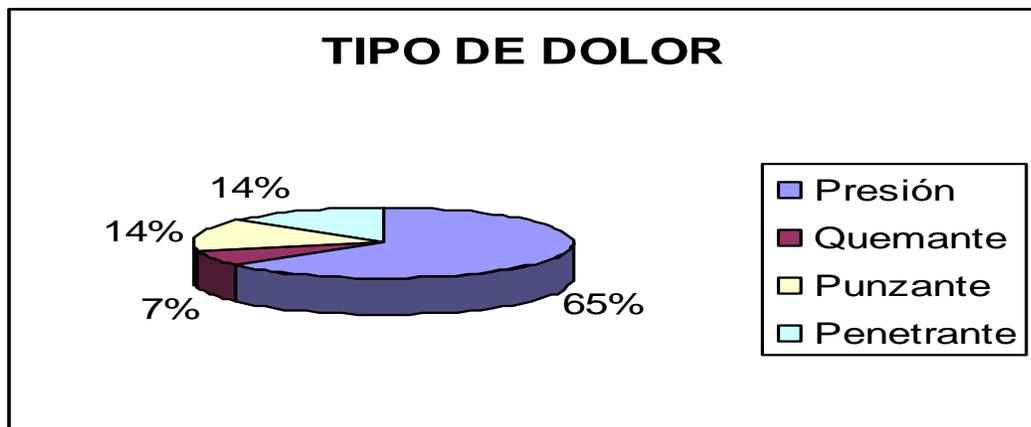
4.1 DESCRIPCIÓN DE LOS RESULTADOS

1. Condiciones fisiocinéticas que acompañan el malalineamiento patelofemoral.

a. DOLOR

Tipo de dolor

Presión	9
Quemante	1
Punzante	2
Penetrante	2

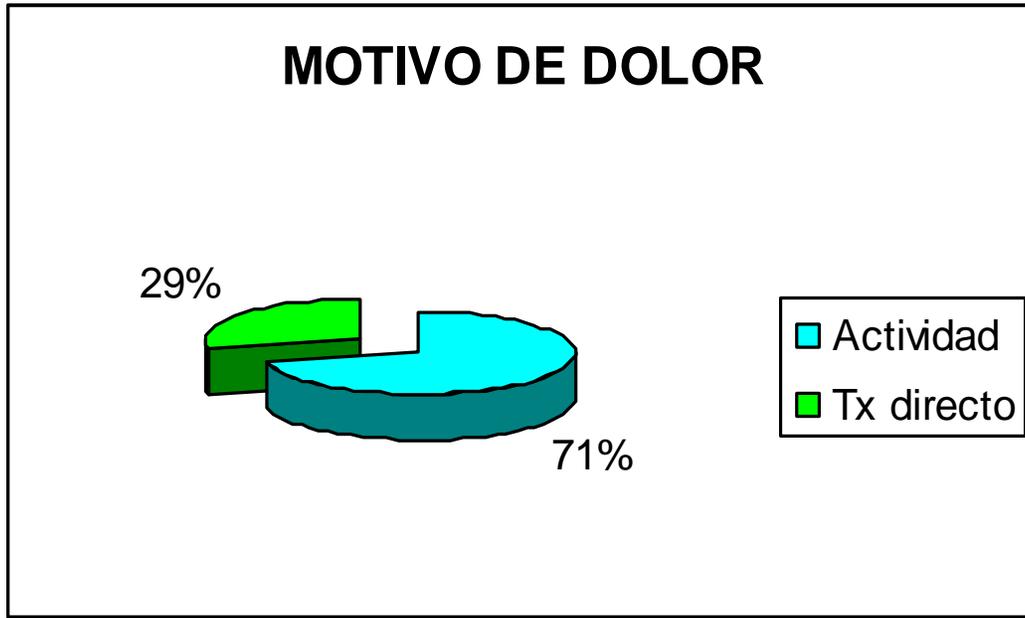


Gráfica 4. Tipo de dolor

En la gráfica se evidencia que el porcentaje más significativo presentado en la población de estudio fue el dolor tipo presión; mientras se encontraron distribuciones similares para el dolor tipo penetrante y punzante.

Motivo

Actividad	10
Tx directo	4

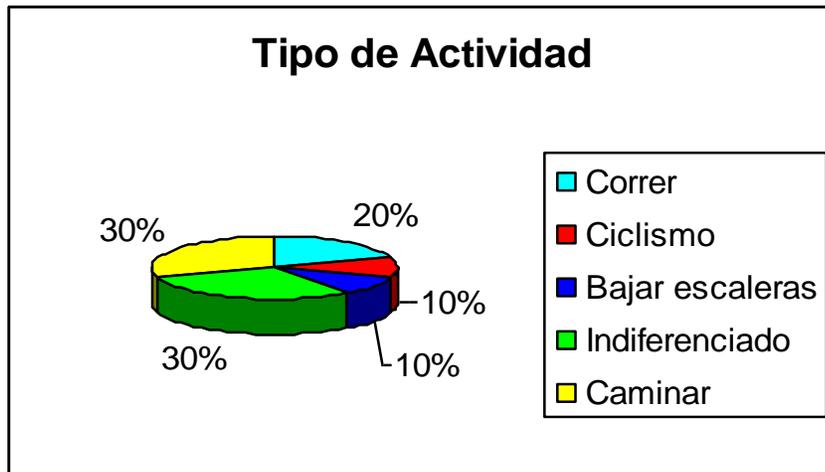


Gráfica 5. Motivo de dolor

Según esta gráfica se evidencia como la casuística dentro de esta población que más acompañó el malalineamiento patelofemoral fueron actividades de la vida diaria como motivo de presentación del dolor, esto coincide con la distribución poblacional donde se refiere que la mayoría de la población estudio requería de la posición bípeda como factor acompañante de la patología.

Tipo de actividad

Correr	2
Ciclismo	1
Bajar escaleras	1
Indiferenciado	3
Caminar	3

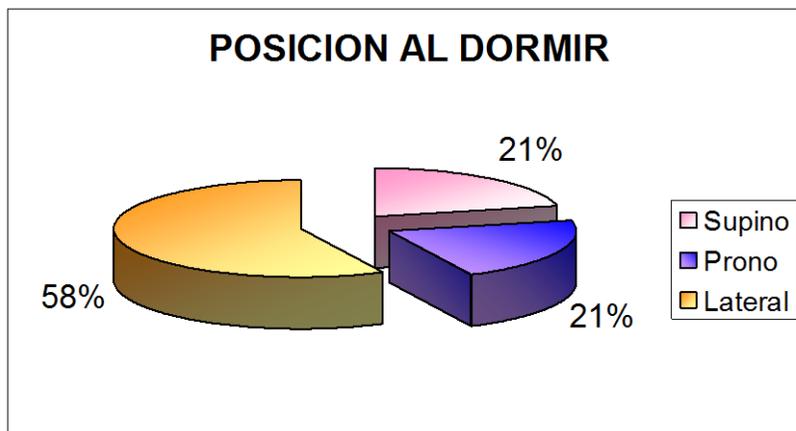


Gráfica 6. Tipo de actividad

El lector puede evidencia que en la gráfica el mayor porcentaje de pacientes está haciendo un factor de riesgo para el malalineamiento patelofemoral.

b. POSICION AL DORMIR

Supino	3
Prono	3
Lateral	8



Gráfica 7. Posición al dormir.

La posición más utilizada por esta población para dormir es el decúbito lateral.

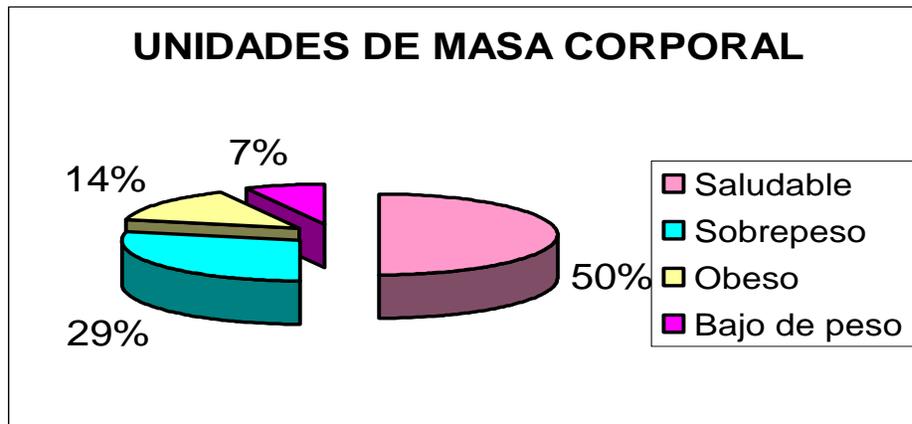
c. UNIDADES DE MASA CORPORAL

La relación entre la talla – peso fue contrastada en la población de estudio frente a una escala internacional conocida como el *Body Mass Index (BMI) – Calculator* cuya foto se encuentra en la foto 11.



Foto 11. Body Mass Index - Calculator

Saludable	7
Sobrepeso	4
Obeso	2
Bajo de peso	1



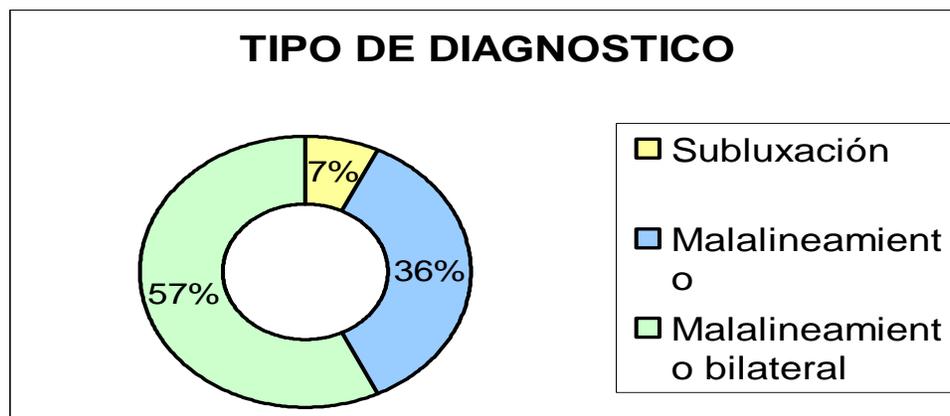
Gráfica 8. Unidades de masa corporal.

No existe ninguna relación en porcentaje con respecto al peso en el malalineamiento patelofemoral.

d. ITEMS PATOLÓGICOS

a. Tipos de diagnóstico

Subluxación	1
Malalineamiento	5
Malalineamiento bilateral	8

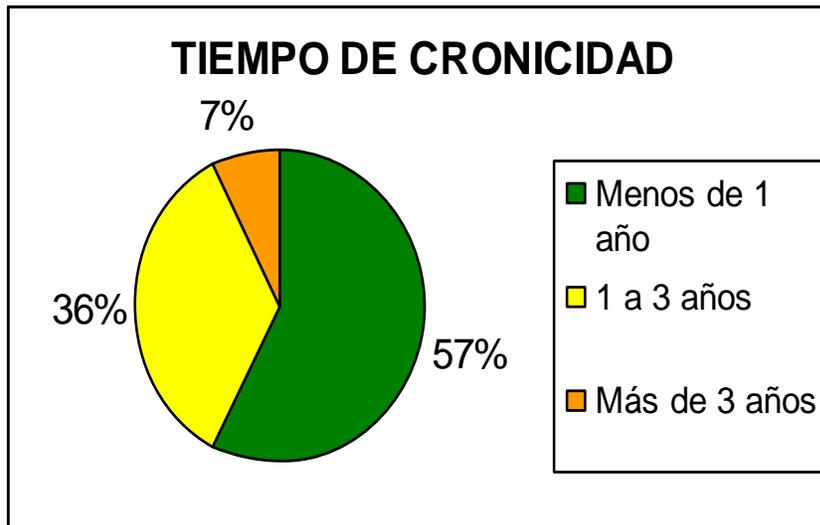


Gráfica 9 . Tipos de Diagnóstico

Como se evidencia en esta gráfica, se encontró un porcentaje altamente significativo de población comprometida en sus dos rodillas, es decir, que al parecer el malalineamiento patelofemoral es una patología de presentación bilateral en la población de estudio, significando esto, que por primera vez como hallazgo fisiológico, clínico el fisioterapeuta está detectando que el malalineamiento es una patología fundamentalmente de presentación bilateral.

B. Tiempo De Cronicidad

Menos de 1 año	8
1 a 3 años	5
Más de 3 años	1

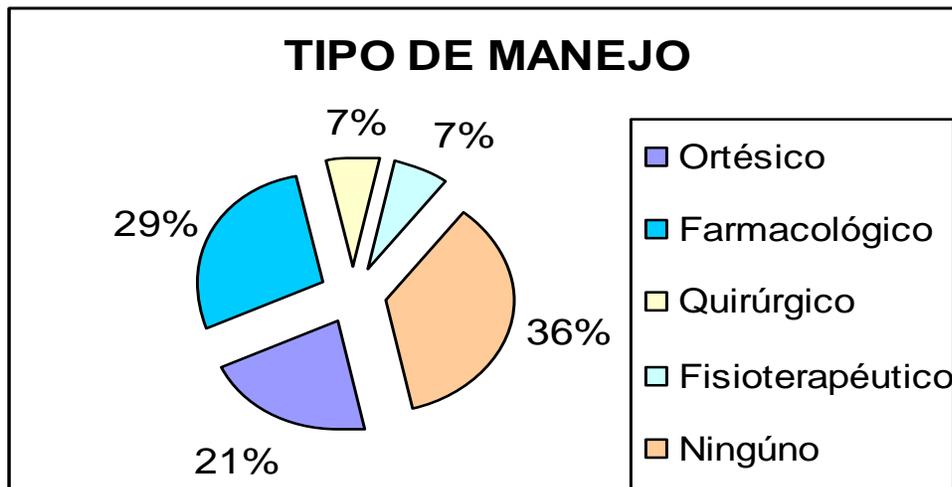


Gráfica 10. Tiempo de cronicidad.

Como muestra la gráfica, la población de estudio fue conformada fundamentalmente con relativamente aguda presentación en el malalineamiento, donde la intervención fisioterapéutica se convierte en la primera modalidad de intervención.

C. TIPO DE MANEJO

Ortésico	3
Farmacológico	4
Quirúrgico	1
Fisioterapéutico	1
Ninguno	5



Gráfica 11: Tipo de manejo

La gráfica evidencia muestra su mayor porcentaje en pacientes que no han recibido ningún tipo de tratamiento. Al igual que la gráfica inmediatamente anterior evidencia que estos son pacientes de relativa presentación aguda de la patología, donde están por ser trabajadas las condiciones fisiocinéticas que genera el malalineamiento patelofemoral. Igualmente se encontró que la mayoría de ellos no ha tenido tratamiento fisioterapéutico previo a esta intervención, es decir pacientes que por primera vez tuvieron contacto con un fisioterapeuta en el manejo de su patología.

4.2 ANÁLISIS DE RESULTADOS

A continuación se presentarán las matrices y los cuadros de distribución de los resultados obtenidos de los pacientes en mención, la primera presentación de los resultados describirán a continuación:

1) Las condiciones fisiocinéticas encontradas en la población de estudio, es decir, dolor, actividad que generaba el dolor, y la posición para dormir. En cuanto a la atrofia se describirán los antecedentes patológicos con relación a tipo de diagnóstico, cronicidad y tipo de manejo realizado, igualmente se presentará a continuación las evaluaciones pre y post de la población de estudio.

Paciente	Dolor			Posición al dormir		
	Intensidad	Tipo	Motivo	Supino	Prono	Lateral
1	6	Presión	Actividad		x	
2	7	Presión	Actividad			x
3	5	Presión	Actividad			x
4	5	Quemante	Actividad	x		
5	7	Presión	Actividad			x
7	8	Presión	Actividad			x
8	8	Presión	Actividad		x	
9	8	Presión	Tx directo	x		
10	10	Penetrante	Actividad	x		
11	6	Presión	Actividad			x
12	10	Punzante	Tx directo			x
13	8	Punzante	Tx directo			x
14	9	Penetrante	Tx directo		x	
15	8	Presión	Actividad			x

Tabla 9a. Matriz de condiciones fisiocinéticas en cuanto a dolor y posición al dormir.

No.	Atrofia				Angulo Q	Tipo de manejo				
	Pliegue	1/3 superior	1/3 medio	1/3 inferior		Qx	Fisioterapia	Ortésico	Farmacológico	Ninguno
1	53	49	47	32	15					x
2	64	56	54	38	20			x		
3	55	51	47	31	17					x
4	67	64	54	43	20				x	
5	59	55	47	37	15				x	
7	61	59	48	38	20					x
8	67	66	54	42	17	x				
9	59	55	50	37.5	22			x		
10	80	70	62	47	20				x	

11	56	51	42	36	20			x		
12	68	60	52	42.5	20				x	
13	62	58	50	35	15		x			x
14	63	61	51	40	22					x
15	61	57	53	40	25					x

Tabla 9b. Matriz de condiciones fisiocinéticas en cuanto a relación de tipo manejo con ángulo Q y atrofia.

** Qx: Quirúrgicos

Evaluaciones pre- test

A continuación se realizará la presentación de la atrofia de los pacientes que fueron sometidos a estimulador de alto voltaje y corriente rusa pre-test.

Se debe recordar aquí que la forma en la cual se hicieron las mediciones de atrofia muscular ya fueron descritas en el diseño metodológico.

Paciente	Pliegue	1/3 superior	1/3 medio	1/3 inferior
1	53	49	47	32
2	64	56	54	38
3	55	51	47	31
4	67	64	54	43
5	59	55	47	37
7	61	59	48	38
8	67	66	54	42
9	59	55	50	37.5
10	80	70	62	47
11	56	51	42	36
12	68	60	52	42.5
13	62	58	50	35
14	63	61	51	40
15	61	57	53	40

Tabla 10. Matriz de evaluación pre - test en atrofia muscular

Evaluación post – test

A continuación se realizará la presentación de la atrofia de los pacientes que fueron sometidos a estimulador de alto voltaje y corriente rusa post-test.

Paciente	Pliegue inguinal	1/3 superior	1/3 medio	1/3 inferior
1	57	51	44	34
2	64	56	51	41
3	57.5	51	41	33
4	69	67	56	44
5	62	57	45.5	37.5
7	64	59	47.5	40
8	73	65	55	43
9	59	53	50.5	37.5
10	77	69	60	47.5
11	55	51	44	35
12	69	63	52	41.5
13	66	63	48	37
14	66	60	52	42
15	60	56	51	39

Tabla 11. Matriz de evaluación pos – test de atrofia muscular

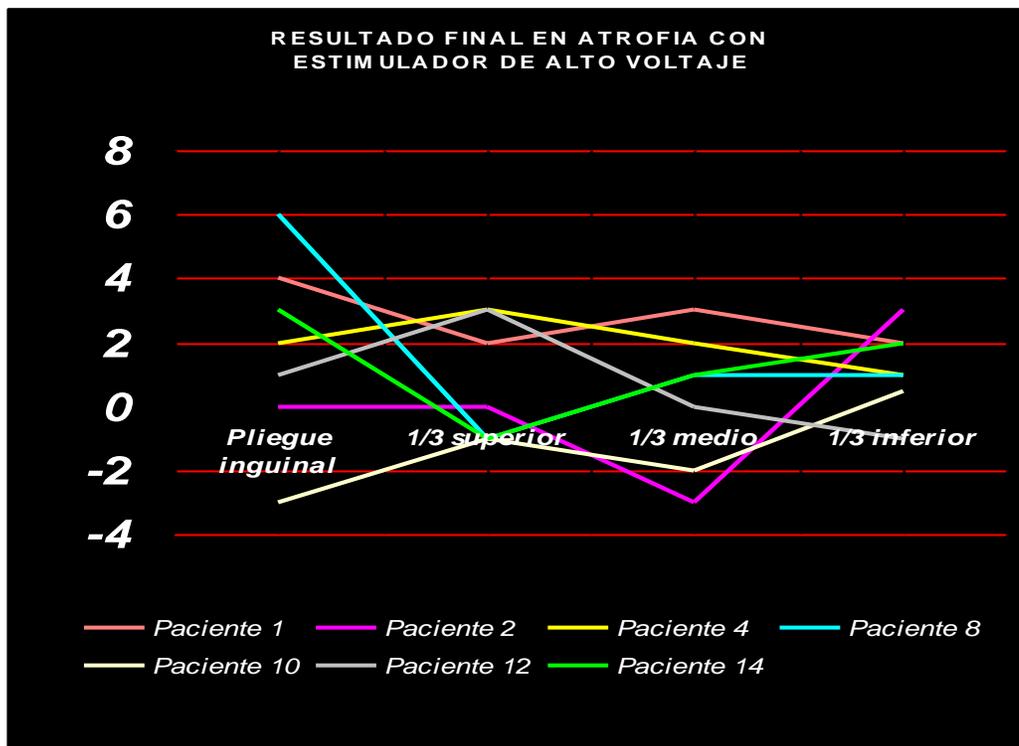
Matriz de ganancias y/o pérdidas en la masa muscular pos-test

Tipo de Corriente	Paciente	Pliegue inguinal	1/3 superior	1/3 medio	1/3 inferior
AV	1	4	2	3	2
AV	2	0	0	-3	3
Rusa	3	2.5	0	-6	2
AV	4	2	3	2	1
Rusa	5	3	2	-2.5	0.5
Rusa	7	3	0	-0.5	2
AV	8	6	-1	1	1
Rusa	9	0	-2	0.5	0
AV	10	-3	-1	-2	0.5

Rusa	11	-1	0	2	-1
AV	12	1	3	0	-1
Rusa	13	4	5	-2	2
AV	14	3	-1	1	2
Rusa	15	-1	-1	-2	-1

Tabla 12. Matriz de pérdidas y/o ganancias en masa muscular.
 **Alto voltaje (AV)

A continuación describimos las características pre con relación a los dos diferentes grupos de estudio es decir en primera instancia se evidenciara gráficamente cuales fueron las características de la población con relación a cada uno de los pliegues con relación al tipo de corriente aplicada:



Gráfica 12. Resultado final de la atrofia con estimador de alto voltaje.

El lector puede evidenciar en esta gráfica que el sujeto con el código #8, fue quien obtuvo una mayor ganancia en cuanto al trofismo muscular a nivel del pliegue

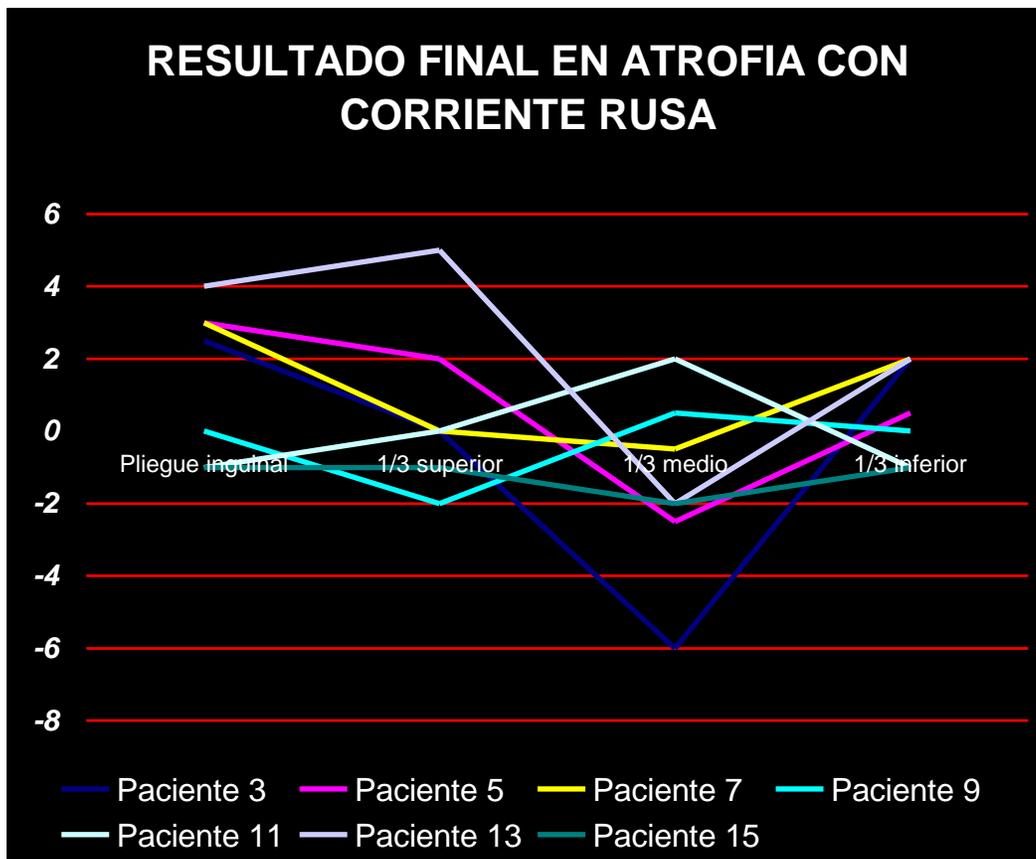
inguinal, corresponde a un paciente de sexo femenino, de 33 años, la cual se encuentra en sobrepeso y quien trabaja como cajera. En este mismo ítem de medición se evidencia como el paciente con el código #10, fue quien la mayor disminución en el trofismo muscular, este individuo corresponde a una paciente de sexo femenino de 42 quien se encuentra obesa, y quien labora en transporte escolar.

A nivel de 1/3 superior los sujetos con los códigos 4 y 12, fueron los que tuvieron la mayor ganancia, tal como se evidencia en la gráfica, el paciente número 4 es un paciente de sexo femenino, de 39 años quien se encuentra con obesidad, y se desempeña como secretaria. En cuanto al sujeto con el código 12, es una paciente de sexo femenino, de 21 años quien se encuentra en sobrepeso y labora en un cultivo de flores. En cuanto a pérdida, los sujetos con el código 8, 10 y 14, fueron quienes reportaron la mayor pérdida a este nivel. Las características de los sujetos con los códigos 8 y 10 fueron descritas anteriormente. En cuanto al paciente con el número 14, es un paciente de sexo femenino, de 25 años, saludable y es estudiante.

En el 1/3 medio el paciente con el código número 1, fue quien obtuvo mayor ganancia en trofismo muscular, corresponde a una paciente de sexo femenino, de 14 años de edad, saludable en cuanto a la relación peso-talla, quien se desempeña como estudiante. Quien perdió más fue el paciente con el código 2, cuyas

características son: paciente de 33 años, sexo masculino quien se encuentra en sobrepeso y trabaja independiente.

Al referirnos al 1/3 inferior, la gráfica evidencia que el paciente con el código 2 fue quien tuvo una mayor ganancia a este nivel, sus características se describieron anteriormente. El paciente con el código número 12 fue quien presento la mayor perdida a este nivel, sus características fueron descritas anteriormente.



Gráfica 13. Resultado final en la atrofia con corriente rusa.

En esta gráfica el lector puede evidenciar que a nivel del pliegue inguinal el paciente con el código 13 fue quien presentó mayor ganancia en el trofismo muscular, este se describe como un sujeto de sexo femenino, de 21 años quien se encuentra saludable en cuanto su relación talla-peso, y se desempeña como estudiante. Así mismo se encuentra que los pacientes con los códigos 11 y 15 fueron quienes se encontró una mayor pérdida en el trofismo, y cuyas características son: para el paciente 11, sujeto de sexo masculino, de 13 años de edad, saludable, que se desempeña como estudiante; en cuanto al paciente número 15, es de sexo masculino, 21 años de edad, saludable y estudiante.

En el tercio superior el paciente quien más ganancias tuvo, fue el paciente con el código 13, las características de este se describieron anteriormente. En cuanto al de mayor pérdida fue el paciente con el código 9, que corresponde a un sujeto de sexo masculino de 23 años, saludable quien trabaja como mensajero.

En la gráfica también se evidencia que a nivel del tercio medio quien tuvo mayor ganancia fue el paciente con el código 11, donde sus características fueron descritas anteriormente. El sujeto con el código 3 fue quien donde se evidenció la mayor pérdida en el trofismo muscular, y corresponde a un paciente de sexo femenino de 26 años, saludable quien trabaja como independiente.

En el tercio inferior los códigos 3, 7 y 13 fueron quienes obtuvieron mayor ganancia, las características de los códigos 3 y 13 se describieron anteriormente, mientras que las del código 7 son: sujeto de sexo femenino, de 45 años de edad, quien se encuentra en sobrepeso y se desempeña como ama de casa. En cuanto a perdidas tenemos los pacientes con los códigos 11 y 15, y sus características fueron descritas anteriormente.

Ganancia en masa muscular

Pliegue inguinal.

Intervalo	Cantidad	Alto voltaje	Rusa
0 - 1 cm	3	2	1
1.1 - 2 cm	1	1	0
2.1 - 3 cm	4	1	3
3.1 - 4 cm	2	1	1
4.1 - 5 cm	0	0	0
5.1 - 6 cm	1	1	0

Tabla 13. Matriz de ganancia de masa muscular en pliegue inguinal

Como se evidencia en esta matriz, la estimulación de alto voltaje fue con la que se obtuvo una mayor ganancia en la masa muscular a nivel de pliegue inguinal, siendo del 54% con relación al 46% de la corriente rusa.

1/3 superior

Intervalo	1/3 superior	Alto voltaje	Rusa
0 - 1 cm	4	1	3
1.1 - 2 cm	2	1	1
2.1 - 3 cm	2	2	0
3.1 - 4 cm	0	0	0
4.1 - 5 cm	1	0	1
5.1 - 6 cm	0	0	0

Tabla 14. Matriz de ganancia de masa muscular en tercio superior

Se evidencia en esta matriz que la corriente rusa que corresponde al 55% fue con la que se obtuvo mayor ganancia a este nivel, con relación al 45% obtenido con la corriente de alto voltaje.

1/3 medio

Intervalo	1/3 medio	Alto voltaje	Rusa
0 - 1 cm	4	3	1
1.1 - 2 cm	2	1	1
2.1 - 3 cm	1	1	0
3.1 - 4 cm	0	0	0
4.1 - 5 cm	0	0	0
5.1 - 6 cm	0	0	0

Tabla 15. Matriz de ganancia de masa muscular en tercio medio.

El lector puede evidenciar en esta matriz que la estimulación de alto voltaje, correspondiendo al 71% con la que se obtuvieron mayores ganancias a nivel del tercio medio, con relación al 29% con corriente rusa.

1/3 inferior

Intervalo	1/3 inferior	Alto voltaje	Rusa
0 - 1 cm	5	3	2
1.1 - 2 cm	5	3	2
2.1 - 3 cm	1	1	0
3.1 - 4 cm	0	0	0
4.1 - 5 cm	0	0	0
5.1 - 6 cm	0	0	0

Tabla 16. Matriz de ganancia de masa muscular en tercio inferior

En la anterior matriz se evidencia que el 63% que corresponde al estimulador de alto voltaje fue con el que se obtuvo mayor ganancia en trofismo muscular a nivel de tercio inferior, con relación al 37% de la corriente rusa.

Pérdidas en masa muscular

Pliegue inguinal

Intervalo	Pliegue inguinal	Alto voltaje	Rusa
De 0 a - 1 cm	2	0	2
De -1.1 a -2cm	0	0	0
De -2.1 a -3 cm	1	1	0
De -3.1 a -4 cm	0	0	0
De -4.1 a -5 cm	0	0	0
De -5.1 a -6 cm	0	0	0

Tabla 17. Matriz de pérdidas de masa muscular en pliegue inguinal

El lector puede evidenciar que con la corriente rusa se tuvo el mayor porcentaje (66%) de pérdida en pliegue inguinal en contra del 34% de la estimulación de alto voltaje.

1/3 superior

Intervalo	1/3 superior	Alto voltaje	Rusa
De 0 a - 1 cm	4	3	1
De -1.1 a -2cm	1	0	1
De -2.1 a -3 cm	0	0	0
De -3.1 a -4 cm	0	0	0
De -4.1 a -5 cm	0	0	0
De -5.1 a -6 cm	0	0	0

Tabla 18. Matriz de pérdidas de masa muscular en tercio superior

El 60% tuvo pérdidas con la estimulación de alto voltaje en contra del 40% de la corriente rusa, tal como se evidencia en la matriz anterior.

1/3 medio

Intervalo	1/3 medio	Alto voltaje	Rusa
De 0 a - 1 cm	1	0	1
De -1.1 a -2cm	3	1	2
De -2.1 a -3 cm	2	1	1
De -3.1 a -4 cm	0	0	0
De -4.1 a -5 cm	0	0	0
De -5.1 a -6 cm	1	0	1

Tabla 19. Matriz de perdidas de masa muscular en Tercio medio

El 71% que equivale a la corriente rusa fue el que se observaron las mayores perdidas en el tercio medio, con relación al 29% de la estimulación de alto voltaje, tal como se evidencia en la matriz anterior.

1/3 inferior

Intervalo	1/3 inferior	Alto voltaje	Rusa
De 0 a - 1 cm	3	1	2
De -1.1 a -2cm	0	0	0
De -2.1 a -3 cm	0	0	0
De -3.1 a -4 cm	0	0	0
De -4.1 a -5 cm	0	0	0
De -5.1 a -6 cm	0	0	0

Tabla 20. Matriz de perdidas de masa muscular en tercio inferior

En la matriz se evidencia que el 66% que corresponde a la corriente rusa fue con la que se tuvieron las mayores perdidas en la masa muscular en el tercio inferior en contra del 34% correspondiente a la estimulación de alto voltaje.

Pre-test ángulo Q

A continuación se realizará la presentación del ángulo Q de los pacientes que fueron sometidos a estimulador de alto voltaje y corriente rusa pre-test.

Se debe recordar aquí que la forma en la cual se hicieron las mediciones de ángulo Q ya fueron descritas en el diseño metodológico.

Paciente	Angulo Q
1	15
2	20
3	17
4	20
5	15
7	20
8	17
9	22
10	20
11	20
12	20
13	15
14	22
15	25

Tabla 21. Matriz de evaluación pre-test de ángulo Q

Post-test ángulo Q

A continuación se realizará la presentación del ángulo Q de los pacientes que fueron sometidos a estimulador de alto voltaje y corriente rusa post-test.

Paciente	Angulo Q
1	15
2	14
3	15
4	15

Paciente	Angulo Q
5	13
7	16
8	15
9	14
10	17
11	15
12	17
13	13
14	17
15	20

Tabla 22. Matriz de evaluación post-test de ángulo Q

Ganancias y/o perdidas en ángulo Q

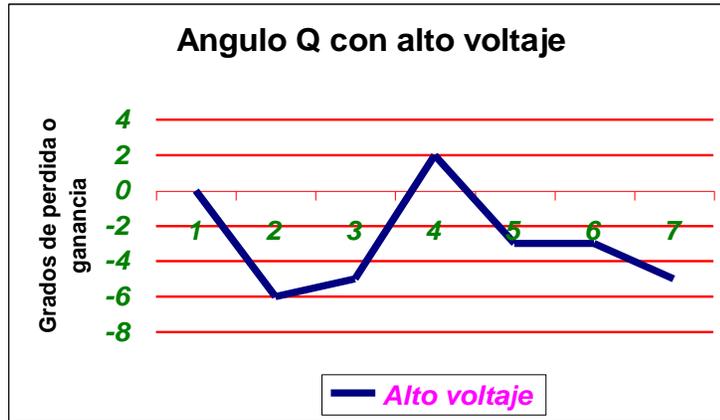
Tipo de Corriente	Paciente	Angulo Q
AV	1	0
AV	2	-6
Rusa	3	-2
AV	4	-5
Rusa	5	-2
Rusa	7	-4
AV	8	2
Rusa	9	-8
AV	10	-3
Rusa	11	-5
AV	12	-3
Rusa	13	-2
AV	14	-5
Rusa	15	-5

Tabla 23. Matriz de perdidas y/o ganancias en ángulo Q

Angulo Q con estimulador de alto voltaje

Paciente	Alto voltaje
1	0
2	-6

4	-5
8	2
10	-3
12	-3
14	-5



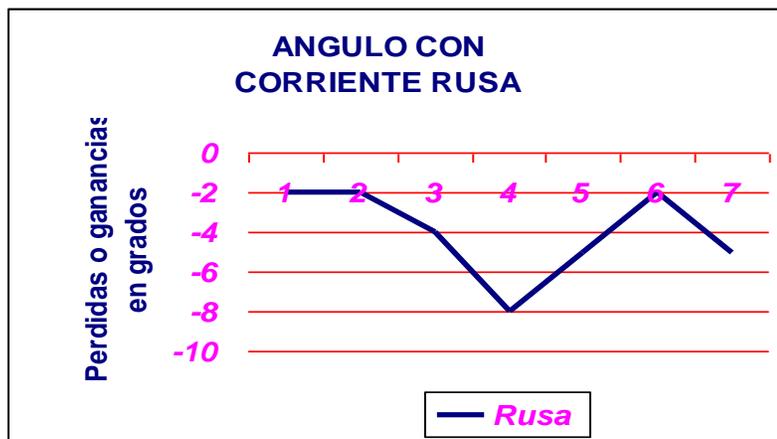
Gráfica 14. Angulo Q con alto voltaje

En esta gráfica se evidencia que el paciente que obtuvo la mayor ganancia, expresada en la disminución del ángulo (valores negativos) fue el código número 2, cuyas características corresponden a un sujeto de sexo masculino de 33 años de edad, empleado con sobrepeso. En cuanto a pérdidas, expresadas en el aumento del ángulo Q (valores positivos), el paciente con el código 8, es un individuo de sexo femenino de 33 años de edad, quien trabaja como cajera y presenta sobrepeso.

Angulo Q con corriente rusa

Paciente	Rusa
3	-2
5	-2
7	-4
9	-8
11	-5

13	-2
15	-5



Gráfica 15. Ángulo Q con corriente rusa.

El lector en esta gráfica puede evidenciar, que no se registraron pérdidas en el ángulo Q con la aplicación de este tipo de corriente, y su mayor ganancia la obtuvo el sujeto con el código 9, el cual es un paciente de sexo masculino de 23 años de edad, mensajero y saludable en cuanto su relación peso-talla.

Ganancias en ángulo Q

Intervalo	Cantidad	AV	Rusa
de 0 a -1°	0	0	0
de -1.1 a -2°	3	0	3
de -2.1 a -3°	2	2	0
de -3.1 a -4°	1	0	1
de -4.1 a -5°	4	2	2
de -5.1 a -6°	1	1	0
de -6.1 a -7°	0	0	0
de -7.1 a -8°	1	0	1

Tabla 24. Matriz de ganancias en ángulo Q.

En la matriz se evidencia que el 58% corresponde a las ganancias en ángulo Q con relación a la corriente rusa, contra el 42% de la estimulación con alto voltaje.

Perdidas en ángulo Q

Intervalo	Cantidad	AV	Rusa
0 - 1°	1	1	0
1.1 - 2°	1	1	0
2.1 - 3°	0	0	0
3.1 - 4°	0	0	0
4.1 - 5°	0	0	0
5.1 - 6°	0	0	0
6.1 - 7°	0	0	0
7.1 - 8°	0	0	0

Tabla 25. Matriz de perdidas en ángulo Q.

En la matriz se evidencia que el 100% de los pacientes que tuvieron perdidas, fueron tratados en estimulador de alto voltaje.

Presentación de resultados de pérdidas y ganancias de la masa muscular

A continuación se presentaran los resultados en cuanto a perdidas de los pacientes sometidos a corriente rusa y de alto voltaje, así la siguiente matriz que se presentara a continuación reúne las condiciones con relación a cada uno de los pliegues en comparaciones a los grupos de estudio.

Pliegue inguinal				
			TOTAL	
	AV	RUSA	AV	RUSA
OCUPACION				
Estudiante		11,15	0	2
Empleado	10		1	0
Ama de casa			0	0
PESO/TALLA				
Bajo peso			0	0
Saludable		11,15	0	2

Sobrepeso			0	0
Obeso	10		1	0
GENERO				
Femenino	10		1	0
Masculino		11,15	0	2
EDAD				
10 a 14,11		11	0	1
15 a 19,11			0	0
20 a 24,11		15	0	1
25 a 29,11			0	0
30 a 34,11			0	0
35 a 39,11			0	0
40 a 44,11	10		1	0
45 a 49,11			0	0

Tabla 26a. Matriz de perdidas en pliegue inguinal con relación a corriente y características de los pacientes. ** Los números que se encuentran en las columnas de AV y Rusa, corresponden al código del paciente.

Tercio superior				
			TOTAL	
	AV	RUSA	AV	RUSA
OCUPACION				
Estudiante	14	15	1	1
Empleado	8,10	9	2	1
Ama de casa			0	0
PESO/TALLA				
Bajo peso			0	0
Saludable	14	9,15	1	2
Sobrepeso	8		1	0
Obeso	10		1	0
GENERO				
Femenino	8,10,14		3	0
Masculino		9,15	0	2
EDAD				
10 a 14,11			0	0
15 a 19,11			0	0
20 a 24,11		9,15	0	2
25 a 29,11	14		1	0

30 a 34,11	8		1	0
35 a 39,11			0	0
40 a 44,11	10		1	0
45 a 49,11			0	0

Tabla 26b. Matriz de perdidas en tercio superior con relación a corriente y características de los pacientes. ** Los números que se encuentran en las columnas de AV y Rusa, corresponden al código del paciente.

Tercio medio				
			TOTAL	
	AV	RUSA	AV	RUSA
OCUPACION				
Estudiante		5,13,15	0	3
Empleado	2,10	3	2	1
Ama de casa		7	0	1
PESO/TALLA				
Bajo peso		5	0	1
Saludable		3,13,15	0	3
Sobrepeso	2	7	1	1
Obeso	10		1	0
GENERO				
Femenino	10	3,5,7,13	1	4
Masculino	2	15	1	1
EDAD				
10 a 14,11			0	0
15 a 19,11		5	0	1
20 a 24,11		13,15	0	2
25 a 29,11		3	0	1
30 a 34,11	2		1	0
35 a 39,11			0	0
40 a 44,11	10		1	0
45 a 49,11		7	0	1

Tabla 26c. Matriz de perdidas en tercio medio con relación a corriente y características de los pacientes. ** Los números que se encuentran en las columnas de AV y Rusa, corresponden al código del paciente.

Tercio inferior				
			TOTAL	
	AV	RUSA	AV	RUSA
OCUPACION				
Estudiante		11,15	0	2
Empleado	12		1	0
Ama de casa			0	0
PESO/TALLA				
Bajo peso			0	0
Saludable		11,15	0	2
Sobrepeso	12		1	0
Obeso			0	0
GENERO				
Femenino	12		1	0
Masculino		11,15	0	2
EDAD				
10 a 14,11		11	0	1
15 a 19,11			0	0
20 a 24,11	12	15	1	1
25 a 29,11			0	0
30 a 34,11			0	0
35 a 39,11			0	0
40 a 44,11			0	0
45 a 49,11			0	0

Tabla 26d. Matriz de perdidas en tercio inferior con relación a corriente y características de los pacientes. ** Los números que se encuentran en las columnas de AV y Rusa, corresponden al código del paciente.

A continuación se presentaran los resultados en cuanto a ganancias de los pacientes sometidos a corriente rusa y de alto voltaje, así la siguiente matriz que se presentara a continuación reúne las condiciones con relación a cada uno de los pliegues en comparaciones a los grupos de estudio.

Pliegue inguinal				
			TOTAL	
	AV	RUSA	AV	RUSA
OCUPACION				
Estudiante	1,14	5,13	2	2
Empleado	2,4,8,12	3,9	4	2
Ama de casa		7	0	1
PESO/TALLA				
Bajo peso		5	0	1
Saludable	1,4	3,9,13	2	3
Sobrepeso	2,8,12	7	3	1
Obeso	4		1	0
GENERO				
Femenino	1,4,8,12,14	3,5,7,13	5	4
Masculino	2	9	1	1
EDAD				
10 a 14,11	1		1	0
15 a 19,11		5	0	1
20 a 24,11	12	13,9	1	2
25 a 29,11	14	3	1	1
30 a 34,11	2,8		2	0
35 a 39,11			0	0
40 a 44,11			0	0
45 a 49,11			0	0

Tabla 27a. Matriz de ganancias en pliegue inguinal con relación a corriente y características de los pacientes. ** Los números que se encuentran en las columnas de AV y Rusa, corresponden al código del paciente.

Tercio superior				
			TOTAL	
	AV	RUSA	AV	RUSA
OCUPACION				
Estudiante	1,12	5,11,13	2	3
Empleado	2,4	3	2	1
Ama de casa		7	0	1
PESO/TALLA				

Bajo peso		5	0	1
Saludable	1	3,11,13	1	3
Sobrepeso	12,2	7	2	1
Obeso	4		1	0
GENERO				
Femenino	1,4,12	3,5,7,13	3	4
Masculino	2	11	1	1
EDAD				
10 a 14,11	1	11	1	1
15 a 19,11		5	0	1
20 a 24,11	12	13	1	1
25 a 29,11		3	0	1
30 a 34,11	2		1	0
35 a 39,11	4		1	0
40 a 44,11			0	0
45 a 49,11		7	0	1

Tabla 27b. Matriz de ganancias en tercio superior con relación a corriente y características de los pacientes. ** Los números que se encuentran en las columnas de AV y Rusa, corresponden al código del paciente.

Tercio medio				
			TOTAL	
	AV	RUSA	AV	RUSA
OCUPACION				
Estudiante	1,14	11	2	1
Empleado	4,8	9	2	1
Ama de casa			0	0
PESO/TALLA				
Bajo peso			0	0
Saludable	1,14	9,11	2	2
Sobrepeso	8		1	0
Obeso	4		1	0
GENERO				
Femenino	1,4,8,14		4	0
Masculino		9,11	0	2
EDAD				
10 a 14,11	1	11	1	1

15 a 19,11			0	0
20 a 24,11		9	0	1
25 a 29,11	14		1	0
30 a 34,11	8		1	0
35 a 39,11	4		1	0
40 a 44,11			0	0
45 a 49,11			0	0

Tabla 27c. Matriz de ganancias en tercio medio con relación a corriente y características de los pacientes. ** Los números que se encuentran en las columnas de AV y Rusa, corresponden al código del paciente.

Tercio inferior				
			TOTAL	
	AV	RUSA	AV	RUSA
OCUPACION				
Estudiante	1,14	5,13	2	2
Empleado	2,4,8,10	3,9,	4	2
Ama de casa		7	0	1
PESO/TALLA				
Bajo peso		5	0	1
Saludable	1,14	3,9,13	2	3
Sobrepeso	2,8	7	2	1
Obeso	4,10		2	0
GENERO				
Femenino	1,4,8,10,14	3,5,7,13	5	4
Masculino	2	9	1	1
EDAD				
10 a 14,11	1		1	0
15 a 19,11		5	0	1
20 a 24,11		9,21	0	2
25 a 29,11	14	3	1	1
30 a 34,11	2,8		2	0
35 a 39,11	4		1	0
40 a 44,11	10		1	0
45 a 49,11		7	0	1

Tabla 28. Matriz de ganancias en ángulo Q, con relación a corriente y características de los pacientes. ** Los números que se encuentran en las columnas de AV y Rusa, corresponden al código del paciente.

Presentación de resultados de pérdidas y ganancias del ángulo Q.

A continuación se presentaran los resultados en cuanto a perdidas de los pacientes sometidos a corriente rusa y de alto voltaje, así la siguiente matriz que se presentara a continuación reúne las condiciones con relación a cada uno de los pliegues en comparaciones a los grupos de estudio.

			TOTAL	
	AV	RUSA	AV	RUSA
OCUPACION				
Estudiante	14	5,11,13,15	1	4
Empleado	2,4,10,12	3,9	4	2
Ama de casa		7	0	1
PESO/TALLA				
Bajo peso		5	0	1
Saludable	14	9,11,13,15	1	4
Sobrepeso	2,12	3,7	2	2
Obeso	4,10		2	0
GENERO				
Femenino	4,10,12,14	3,5,7,13,	4	4
Masculino	2	9,11,15	1	3
EDAD				
10 a 14,11		11	0	1
15 a 19,11		5	0	1
20 a 24,11	12	9,15,13	1	3
25 a 29,11	14	3	1	1
30 a 34,11	2		1	0
35 a 39,11	4		1	0
40 a 44,11	10		1	0
45 a 49,11		7	0	1

Tabla 28. Matriz de ganancias en ángulo Q, con relación a corriente y características de los pacientes. ** Los números que se encuentran en las columnas de AV y Rusa, corresponden al código del paciente.

	AV	RUSA	TOTAL	
			AV	RUSA
OCUPACION				
Estudiante	1		1	0
Empleado	8		1	0
Ama de casa			0	0
PESO/TALLA				
Bajo peso			0	0
Saludable	1		1	0
Sobrepeso	8		1	0
Obeso			0	0
GENERO				
Femenino	1,8		2	0
Masculino			0	0
EDAD				
10 a 14,11	1		1	0
15 a 19,11			0	0
20 a 24,11			0	0
25 a 29,11			0	0
30 a 34,11	8		1	0
35 a 39,11			0	0
40 a 44,11			0	0
45 a 49,11			0	0

Tabla 29. Matriz de pérdidas en ángulo Q, con relación a corriente y características de los pacientes. ** Los números que se encuentran en las columnas de AV y Rusa, corresponden al código del paciente.

4.3 CONCLUSIONES

- Los hallazgos de este estudio investigativo reportan como la disminución de la masa muscular en el pliegue inguinal se dio en un nivel altamente significativo en los pacientes tratados con corriente rusa, igual ante los aumentos en la atrofia muscular o disminución de la masa muscular de los pacientes en el

tercio medio e inferior del muslo coincidieron con población de estudio que fue sometida a corriente rusa, la corriente rusa entonces concluyen los investigadores, generó una mayor disminución en masa muscular del pliegue inguinal, tercio medio y tercio inferior; sin embargo por otro lado, la estimulación de alto voltaje reportó o disminución de la masa muscular del 60% en el tercio superior del muslo.

Estos hallazgos indican al parecer un impacto poco favorable de la corriente rusa con relación a la masa muscular del miembro inferior, específicamente de los segmentos descritos: pliegue inguinal, tercio medio e inferior del muslo.

Los investigadores se ven enfrentados aquí a una nueva pregunta de investigación, ¿ Por qué la corriente rusa parece haber tenido impacto en el aumento de la masa muscular en el segmento inguinal, y en los segmentos intermedios y distales del muslo ,mientras que la corriente de alto voltaje generó un aumento de la masa muscular en el segmento proximal?, ¿Que características de la corriente pueden haber generado estos tipo de hallazgo?. Debe ser una pregunta para un nuevo trabajo de investigación.

- υ En relación al aumento del ángulo Q, los dos pacientes que fueron reportados como aumento del ángulo Q fueron pacientes sometidos a corriente de alto voltaje, así este hallazgo habla de un efecto contraproducente de la corriente

de Alto voltaje en relación al ángulo Q , debe recordarse aquí que aumentos en el ángulo Q significan pérdidas de la función de la unidad patelofemoral ; sin embargo el hallazgo mas notorio fue que los pacientes que fueron trabajados en el grupo de la corriente rusa reportaron disminuciones en el ángulo Q , e igualmente que 5 de los pacientes atendidos con Corriente de alto voltaje reportaron disminuciones en el ángulo Q.

Se debe recordar aquí que los dos pacientes que reportaron aumento en el ángulo Q, es decir, pérdidas desde el punto de vista funcional de la unidad patelofemoral, fueron mujeres, sorprende a los investigadores en este punto como las mejorías en la unidad funcional patelofemoral expresadas como disminuciones en el ángulo Q fueron dadas por el grupo masculino, este hallazgo aunque es importante para los investigadores no hace tan significativo el impacto de la corriente rusa sobre el ángulo Q.

Las dos conclusiones descritas anteriormente, sin embargo no permiten a los investigadores en el momento actual identificar elementos de juicio grandes que permitan al Fisioterapeuta la aplicación de una u otra corriente en el malalineamiento patelofemoral, los hallazgos aunque son relevantes para el grupo investigador no son contundentes como elemento de juicio para ser utilizados por los fisioterapeutas para diferenciar una u otra modalidad de aplicación en el malalineamiento patelofemoral.

- υ La población de pacientes tiene ciertas aprehensiones hacia la corriente que no son muy tenidas en cuenta por los fisioterapeutas en el momento del tratamiento, con el tiempo los pacientes de esta investigación se notaron menos aprensivos a medida que se acostumbraban al uso de la corriente por esto se pudieron utilizar intensidades mayores.

- υ Al finalizar el tratamiento la causa más frecuente de exacerbación del dolor era el frío ambiental, este hallazgo sorprende a los investigadores debido a que el malalineamiento patelofemoral que es una patología ortopédica tiene una representación fundamentalmente somática ya que el frío ambiental es un regulador del sistema nervioso autónomo, fundamentalmente del sistema nervioso simpático.

- υ Sorprendió a los investigadores como aunque desde la terapéutica se presume que una de las posiciones que más generaría dolor en la patología del malalineamiento patelofemoral sería el dormir en la posición prona ,sin embargo la sorpresa de los investigadores fue que la mayoría de la población de estudio que participó siendo diagnosticada como pacientes de malalineamiento patelofemoral, no dormía en posiciones que generarían eventualmente el dolor.

Igualmente como el mayor porcentaje de población con malalineamiento patelofemoral debe insistirse aquí pertenece a personas en edades productivas, con actividades laborales que se ven interferidas por la patología; sin embargo son personas que necesitan la bipedestación y la marcha para sus actividades de la vida diaria es decir que el reposo no podría ser una forma de modalidad terapéutica para el malalineamiento patelofemoral.

- υ Esta investigación permitió a los investigadores un enriquecimiento desde el punto de vista teórico en cuanto al manejo del malalineamiento patelofemoral, una experiencia práctica clínica valiosa en el manejo de esta patología, la ganancia en cuanto a lo que es el conocimiento del manejo ético e investigativo del acto terapéutico, fueron realizados por los investigadores a través de esta investigación, igualmente la institución CAFAM que abrió sus puertas para la realización de este estudio investigativo conoció no solamente el nombre de los investigadores sino el nombre de la Escuela Colombiana Rehabilitación como una entidad y unos estudiantes que manejan a muy alto nivel los aspectos éticos e investigativos del acto terapéuticos; esto permitió que los pacientes no solamente estuvieran muy accesibles sino que inclusive los pacientes pediátricos que donde fueron requeridos sus padres para el manejo ético estuvieron siempre abiertos para que los investigadores trabajaran y pudiesen realizar su investigación.

- υ Los pacientes a través de la investigación se vieron involucrados en un proceso que no siempre es conocido por ellos dentro de la clínica, es decir no solamente participaron, como pacientes que requerían de un tratamiento fisioterapéutico sino sabían que eran parte de un proceso de investigación, este hecho de conocer que eran parte de un grupo investigativo y la motivación que tenían para que la investigación hubiese salido con buenos resultados pudo tener interferencia en los resultados obtenidos.

4.4 DISCUSIÓN

- υ Los investigadores sugieren la realización de un nuevo trabajo investigativo que revise las implicaciones que sobre aplicaciones proximales o distales tengan la corriente rusa y de alto voltaje.
- υ Sugerencia un estudio investigativo que reporte las diferencias en relación al género es decir como las condiciones específicas del género puede alterar los efectos producidos por la corriente rusa y la corriente de alto voltaje deben ser un trabajo posterior de investigación.
- υ Nuevos trabajos de investigación con grupos poblacionales más grandes y seguimientos a más larga duración al tiempo dado por los investigadores en el malalineamiento patelofemoral revisando estos dos tipos de modalidades de

corriente deben ser hechos así la sugerencia al gremio de fisioterapeuta es retomar esta línea de investigación.

- υ Los trabajos de investigación que traten de retomar la electroterapia como modalidad terapéutica debe incluir una fase previa en la cual al paciente se le acondicione para lo que es el uso de la modalidad eléctrica como una forma de disminuir el impacto que en cuanto a aprensiones miedo hacia el aparato, miedo hacia la terapéutica puede tener el paciente.
- υ El fisioterapeuta que maneja patologías ortopédicas como el malalineamiento patelofemoral no debe olvidar el trabajo que a nivel del sistema nervios simpático y parasimpático es generado por el acto terapéutico es decir como las situaciones ambientales con relación al, temperatura, el olor, el ambiente mismo en el que se desarrolla el acto terapéutico puede ser un regulador de actividades ergotrópicas o topotrópicas es decir de estrés o de relajación fundamentalmente reguladas por sistema nervios simpático.
- υ Se sugiere al gremio de fisioterapeutas la búsqueda de una forma de abordaje que permita que de alguna forma se suspenda la actividad que está concomitante con la lesión para su manejo es decir, si el reposo fuese una fundamentación para su manejo o si alguna ortésis específica de retiro del peso, al menos parcialmente sobre el segmento pudiese eventualmente ayudar

lo cual debe ser reportado con nuevas investigaciones sobre la forma específica como un fisioterapeuta revisa el malalineamiento patelofemoral.

- υ La sugerencia es decirle a los fisioterapeutas en formación que el manejo cuidadoso de los aspectos éticos e investigativos del acto terapéutico serán fundamentales no sólo para su bien nombre profesional e individual, sino para el buen nombre de la institución que ellos representan, es decir la Escuela Colombiana de Rehabilitación.

BIBLIOGRAFIA

1. Wojtys, E, Carpintee, J, Gregory DE A. Estimulación Eléctrica De Tejidos Blandos. La Rehabilitación. Volumen 41:443. Capítulo 44. 1993.
2. Cudderford, T , Williams, A y Medeiros, J. Electromyographic Activity Of The Vastus Medialis Oblique And Vastus Lateralis Muscles During Selected Exercises. The Journal of Manual & Manipulative Therapy. VOL 4, No 1,1996
3. Caggiano, E; Emrey,T Shirley, S y L.Craik, R. Effects Of Electrical Stimulation Or Voluntary Contraction For Strengthening The Cuadriceps Femoris Muscles In An Aged Male Population. JOSPT. Vol. 20. No 1. July, 1994
4. Mariani, P y Caruso, J. Electromyografic Investigation Of Subluxation Of The Patella. Second Orthopaedic Clinic and Dell Addolorata hospital, Rome. Vol. 61, No 2, May, 1979
5. Tomsich, D; J. Nitz, A; Threlkeld, A. J y Shapiro, R. Patellofemoral Alignment: Reliability. JOSPT. Vol. 23, No 3, march, 1996
6. Lathinghouse, L y Trimble, M. Effects Of Isometric Quadriceps Activation On The Q Angle In Womem Before And After Quadriceps Exercise. JOSPT. Vol. 30. No 4. april, 2000
7. Zakaria, D; L. Harburn, K y Kramer. J. Preferential Activation Of The Vastus Medialis Oblique , Vastus Lateralis, And Hip Adductor Muscles During Isometric Exercises In Females. JOSPT. Vol. 26, No 1, july, 1997

8. Witvrouw, E; Sneyers, C; Lysens, R; Victor, J y Bellemans, J. Reflex Response Times Of Vastus Medialis Ablique And Vastus Lateralis In Normal subjects And In Subjects With Patellofemoral Pain Syndrome. JOSPT Vol. 24, No.3, september, 1996
9. Powers, C; Shellock, F; Beering, T; Garrido, E; Goldbach, R y Molnar, T. Effect Of Bracing On Patellar Kinematics In Patients With Patellofemoral Joint Pain. Medicine & Science In Sports & Exercise. Vol. 31, No12, january 1999
10. Reinking, M; Pugliese, K; Worrell, T; Kegerreis, R; Sayers, K y Farr, J. Assesment Of Quadriceps Muscle Performance By Hand Held, Isometric And Isokinetic Dynamometry In Patients With Knee Dysfunction. JOSPT Vol. 24, No 3, September 1996
11. Orquín, G y Sancho, G. Síndromes Dolorosos Rotulianos Sin Desalineación: Orígenes Y Causas Del Dolor Fémoro – Patelar. Revista De Patología De La Rodilla. Vol. 2. No 3 Junio 1997
12. Harrison, E; Magee, D y Quinney, H. El Desarrollo De Una Herramienta Clínica Y Cuestionario De Evaluación En Pacientes Con Dolor Patelofemoral. El Diario Clínico De Medicina Del Deporte. Vol. 6 No 3 Julio 1996
13. Aguilera, A y Del Portillo, G. Intervención Fisioterapéutica En Los Desordenes De La Articulación Patelofemoral Y En La Rodilla Dolorosa En El Niño Y En El Adolescente. Revista Asociación Colombiana de Fisioterapia. 1993

14. Matsunaga, T; Shimada, Y y Sato, K. Muscle Fatigue From Intermittent Stimulation With Low And High Frequency Electrical Pulses. Archives Physical Medicine Rehabilitation. Vol 80, January 1999
15. Sinacore, D; Delitto, A; King, D y Rose, S. Type II Fiber Activation With Electrical Stimulation. A Preliminary Report. Physical Therapy Vol 70, Number 7, July 1990
16. Mohr, T; Carlson, B; Sulentic, B y Landry, R. Comparison Of Isometric Exercise And High Volt Galvanic Stimulation On Quadriceps Femoris Muscle Strength. Physical Therapy Vol 65 Number 5 May 1985
17. Brunet, M y Stewart G. Patellofemoral Rehabilitation. Clinics In Sports Medicine Vol 8 , No 2 April 1989
18. Reed, B. The Physiology Of Neuromuscular Electrical Stimulation). Pediatric Physical Therapy Vol 9. 1997
19. Verson, P y Ortiga T. El Tratamiento De Las Contracturas En La Electroterapia.
email: t.verson@infonie.fr
20. THIBODEAU, G y PATTON, k. Anatomía y Fisiología. Estructura y función del Cuerpo Humano. Segunda edición. Editorial Harcourt Brace. Madrid – España 1995
21. MOORE, Keith. Anatomía con Orientación Clínica. Tercera edición. Editorial Médica Panamericana. Madrid – España. 1993
22. UNIVERSIDAD DE GRANADA. Fisioterapia en las Afecciones del Miembro Inferior. 1998

23. www.geocities.com/~artroscopia/la_rodilla.htm. Last modified on: 5-Jun-1998 - 5K bytes - in Spanish
24. www.iqb.es/handbook/rodilla/rodilla2.htm. Last modified on: 4-Dec-1996 - 9K bytes - in Spanish
25. WILLIAMS, P y WARWICK R. Gray Anatomía. Tomo 1. Mosby Doyma Libros S.A. Alhambra Longman. Madrid. 1996
26. KAPANDJI. Cuadernos De Fisiología Articular. Esquemas Comentados De Mecánica Articular Toray- Masson S. A. Cuarta Edición.
27. Memorias del curso La marcha normal pediátrica, la marcha normal madura y la marcha en niños con desordenes neurológicos. Marzo 1997.
28. INSALL, WINDSOR, SCOTT, KELLY y AGLIETTI. Cirugía de Rodilla. Segunda edición. Editorial Médica Panamerica. Argentina 1994.
29. PRODUCTO LIGHT es una publicación del Grupo Editorial Producto Piso 7, Torre ACO, c. Orinoco, Las Mercedes, Caracas, Venezuela FAX +58 2 991.31.32 TELF. +58 2 993.50.11 email: light@infoline.wtfe.com
30. TUREK, Samuel. Principios y aplicaciones. Tomo II. Editorial salvar S.A. Barcelona – España 1982.
31. STOLLER, David. RM en Ortopedia y en Lesiones Deportivas. Editorial Marban Libros SL. Madrid – España 1999
32. FOX, J Y DEL PIZZO, W. The Patellofemoral Joint. Editorial McGraw Hill Inc. United States of América. 1993

33. MALAGON, V y SOTO, D. Tratado de ortopedia y fracturas. Tomo 1. Editorial celsus Colombia 1994. Páginas 595-599.
34. MARTINEZ, M ,PASTOR, P y PORTERO, S. Manual de Medicina Física. Editorial Harcourt Brace. España. 1998
35. ARAMBURO, C, MUÑOZ E, e IGUAL, E. Fisioterapia. Electroterapia, Hidroterapia y termoterapia. Editorial Síntesis S.A. Madrid España. 1998
36. RODRIGUEZ, José M. Electroterapia en Fisioterapia. Editorial médica Panamericana. Madrid – España 2000.
18. GUYTON, A. Fisiología Humana. Editorial McGraw-Hill Interamericana. Sexta edición México. 1987
19. ASTRAND, P y RODAHL, K. Fisiología del Trabajo Físico. Tercera edición. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires. 1992
20. GUYTON, A.C. Tratado de fisiología médica. Interamericana Mcgraw-Hill. Octava edición. Madrid. 1993
21. GUTH L. An overview of motor unit structure and function. *Department of anatomy. University of Maryland. 655 West Baltimore street. Baltimore MD 21201.*
22. ASOCIACION COLOMBIANA DE FISIOTERAPIA. Terminología Electroterapéutica en Fisioterapia. Colombia. 1994
23. ALON, Gad. High Voltage Stimulation (High Voltage Pulsating Direct Current). Chattanooga Corporation. 1984

24.DIAZ, L y Verson, T . Las bases fisiológicas de la electroterapia. email:
t.verson@infonie.fr

ANEXO A



**CORRIENTE RUSA VERSUS ESTIMULADOR DE ALTO VOLTAJE EN
MALALINEAMIENTO PATELOFEMORAL**

Johanna Patricia Urrego L y Taryn Winston V

Paciente No. ___ Rusa ___ Altvol__

BATERIA DE EVALUACION

FECHA _____ Inicial___ Final___

OBSERVACION GENERAL

Sólo? ___ Acompañado ___ Por quien? _____

Nombres y Apellidos: _____

Fecha de nto: _____ Sexo: F M Edad: _____

Dirección: _____ Teléfono: _____

Historia Clínica: _____ Ocupación: _____

Antecedentes de la patología: Peso: _____

Realiza alguna actividad deportiva: SI NO CUAL _____

Con que frecuencia: _____

DOLOR

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Zona _____

Aumenta al subir y bajar escaleras: SI NO

Aumenta al realizar cuclillas: SI NO

Aumenta al realizar la posición de loto: SI NO

En que posición duerme: SUPINO___ PRONO___ LATERAL___

¿Hace cuanto presenta dolor? _____

¿Cómo inicio el dolor?

Tipo de dolor: quemante___ punzante___ penetrante___ presión _____
continuo _____ intermitente_____

¿Disminuye con que? _____

Toma analgésicos SI NO Cuando _____

ANGULO Q: MII ___ MID ___ SIGNO DE APRENSION: MII ___ MID ___

SIGNO DEL CAMELLO: MII ___ MID ___

SCREEN TEST: Positivo _____ Negativo _____ MID _____ MII _____

Twist Test - Pronosupinación): Positivo _____ Negativo _____ MID _____ MII _____

VALORACION FUNCIONAL

CADERA	Activa		Pasiva		Resistida		Reproducción Síntomas	
	MID	MII	MID	MII	MID	MII	MID	MII
Flexión								
Extensión								
Aducción								

Abducción								
Rot interna								
Rot externa								
RODILLA								
Flexión								
Extensión								
PIE								
Plantiflexión								
Dorsiflexión								
Inversión								
Eversión								

B: bueno R: regular M: malo N: nulo

Nota: Si existe algún tipo de limitación en la movilidad pasiva de la valoración funcional se procederá a realizar un test goniométrico.

EXAMEN MUSCULAR		MID	MII
RODILLA	Semimembranoso		
	Semitendinoso		
	Bíceps crural		
	Cuadriceps		
CADERA	Psoas		
	Glúteo >		
	Glúteo ½		
	Aductores		
	Rot. Externo		
	Rot. Internos		

	Sartorio		
	Tensor Fascia		
PIE	Gastronecmios		
	Soleo		
	Tibial post.		
	Tibial ante.		
	Peronero largo		
	Peronero corto		

RETRACCIONES

Prueba	Leve		modo		severo		Norma	
	D	I	D	I	D	I	D	I
Thomas								
Elly								
Ober								
Phelps								
Silveskioud								
Isquitibiales								
Aductores								

ATROFIA O/Y EDEMA

MII MID

Pliegue inguinal		
1/3 sup muslo.		
1/3 medio		
1/3 inferior		
Rodilla		
1/3 sup pierna		
1/3 medio		
1/3 inferior		

MEDIDA DE MII

Real: MII _____ MID _____ Aparente: MII _____ MID _____

ACTITUD POSTURAL

SENSIBILIDAD

	Miotoma		Dermatoma	
	MID	MII	MID	MII
L1				
L2				
L3				
L4				
L5				
S1				
S2				
S3 – S4				

D o P: Disminuido o paresia	Ho: Hipoestesia
N: Normal	He: Hiperestesia
P: Parálisis	N: Normal
	A: Ausencia

A: Ausencia D: Disminuido

P: Promedio E: Exagerado

C: Clonus

Reflejo	MID	MII
Rotuliano		
Aquiliano		

PROPIOCEPCION

	Normal	Buena	Regular	Mala	Nula
Dinámica					
Estática					

MARCHA

P= PELVIS C= CADERA R=RODILLA T= TOBILLO D=DEDOS

Balanceo inicial.

P. Rotación hacia atrás.....C: Flexión R: Flexión T: Flexión..... D: neutro

Balanceo medio

P. Rotación neutral.....C: Flexión R: Flexión T: Flexión..... D: neutro

Balanceo terminal:

P. Rotación hacia delante.....C: Flexión R: extensión T: neutro

..... D: neutro

Contacto inicial

P. Rotación hacia delante.....C: Flexión R: extensión T: Flexión..... D: neutro

.....

Respuesta de carga

P. Menos Rotación adelanteC: Flexión R: Flexión T: Flexión..... D: neutro

.....

Posición media

P. Rotación neutralC: extensión R: extensión T: Flexión..... D: neutro

Posición terminal

P. Rotación hacia atrás.....C: hiperextensión R: extensión T: despegado..... D:

neutro

≡ Determinación de 10 RM

OBSERVACIONES:

GONIOMETRIA

CADERA	Activa		Pasiva	
	MID	MII	MID	MII
Flexión				
Extensión				
Aducción				
Abducción				
Rot interna				
Rot externa				
RODILLA				
Flexión				
Extensión				
PIE				
Plantiflexión				
Dorsiflexión				
Inversión				
Eversión				

ANEXO B



**CORRIENTE RUSA VERSUS ESTIMULADOR DE ALTO VOLTAJE EN
MALALINEAMIENTO PATELOFEMORAL**

Johanna Patricia Urrego L y Taryn Winston V

Paciente No. ___ Rusa ___ Altvol ___

BATERIA DE EVALUACION

FECHA _____ Inicial ___ Final ___

OBSERVACION GENERAL

Sólo? ___ Acompañado ___ Por quien? _____

Nombres y Apellidos: _____

Fecha de nto: _____ Sexo: F M Edad: _____

Dirección: _____ Teléfono: _____

Historia Clínica: _____ Ocupación: _____

Antecedentes de la patología: Peso: ___ Talla: ___ Dx: _____

Realiza alguna actividad deportiva: SI NO CUAL _____

Con que frecuencia: _____

DOLOR

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Zona _____

Aumenta al subir y bajar escaleras: SI NO

Aumenta al realizar cuclillas: SI NO

Aumenta al realizar la posición de loto: SI NO

En que posición duerme: SUPINO___ PRONO___ LATERAL___

¿Hace cuanto presenta dolor? _____

¿Cómo inicio el dolor?

¿Con qué aumenta? _____

Tipo de dolor: quemante___ punzante___ penetrante___ presión _____

continuo _____ intermitente_____

¿Disminuye con que? _____

Toma analgésicos SI NO Cuando _____

ANGULO Q: MII ___ MID ___ SIGNO DE APRENSION: MII ___ MID ___

SIGNO DEL CAMELLO: MII ___ MID ___

SCREEN TEST: Positivo _____ Negativo _____ MID _____ MII _____

Twist Test - Pronosupinación): Positivo _____ Negativo _____ MID _____ MII _____

VALORACION FUNCIONAL

CADERA	Activa		Pasiva		Resistida		Reproducción Síntomas	
	MID	MII	MID	MII	MID	MII	MID	MII
Flexión								
Extensión								
Aducción								

Abducción								
Rot interna								
Rot externa								
RODILLA								
Flexión								
Extensión								
PIE								
Plantiflexión								
Dorsiflexión								
Inversión								
Eversión								

B: bueno R: regular M: malo N: nulo

Nota: Si existe algún tipo de limitación en la movilidad pasiva de la valoración funcional se procederá a realizar un test goniométrico.

EXAMEN MUSCULAR		MID	MII
RODILLA	Semimembranoso		
	Semitendinoso		
	Bíceps crural		
	Cuadriceps		

RETRACCIONES

Prueba	Leve		modo		severo		Norma	
	D	I	D	I	D	I	D	I
Thomas								

Elly								
Ober								
Phelps								
Silveskioud								
Isquitibiales								

Aductores								
-----------	--	--	--	--	--	--	--	--

1/3 medio		
1/3 inferior		
Rodilla		
1/3 sup pierna		
1/3 medio		
1/3 inferior		

ATROFIA O/Y EDEMA

MII MID

Pliegue inguinal		
1/3 sup muslo.		

MEDIDA DE MII

Real: MII _____ MID _____ Aparente: MII _____ MID _____

ACTITUD POSTURAL

SENSIBILIDAD

	Miotoma		Dermatoma	
	MID	MII	MID	MII
L1				
L2				
L3				
L4				
L5				
S1				
S2				
S3 – S4				

D o P: Disminuido o paresia	Ho: Hipoestesia
N: Normal	He: Hiperestesia
P: Parálisis	N: Normal
	A: Ausencia

A: Ausencia D: Disminuido

P: Promedio E: Exagerado

C: Clonus

Reflejo	MID	MII
Rotuliano		
Aquiliano		

PROPIOCEPCION

	Normal	Buena	Regular	Mala	Nula
Dinámica					
Estática					

MARCHA

Disociación escapular SI NO

Balaneo de brazos: normal ___ disminuido ___ nulo ___

Inclinación de tronco: alineado ___ derecha ___ izquierda ___

Flexión de cadera: normal ___ excesiva ___ disminuida ___ nula ___

Flexión de rodilla: normal ___ excesiva ___ disminuida ___ nula ___

Dorsiflexión: normal ___ excesiva ___ disminuida ___ nula ___

Choque de talón: normal ___ disminuido ___ aumentado ___ nulo ___

Apoyo medio: normal ___ disminuido ___ aumentado ___ nulo ___

Despegue: normal ___ disminuido ___ aumentado ___ nulo ___

Varo: ___ Valgo: ___ Pie en inversión: ___ Pie en eversión ___

Trendelemburg izd ____ der ____ Cojera antálgica: ____

≡ Determinación de 10 RM

OBSERVACIONES:

GONIOMETRIA

CADERA	Activa		Pasiva	
	MID	MII	MID	MII
Flexión				
Extensión				
Aducción				
Abducción				
Rot interna				
Rot externa				
RODILLA				
Flexión				
Extensión				
PIE				
Plantiflexión				
Dorsiflexión				
Inversión				
Eversión				

EXAMEN MUSCULAR		MID	MII
CADERA	Psoas		
	Glúteo >		
	Glúteo ½		
	Aductores		
	Rot. Externo		
	Rot. Internos		
	Sartorio		
	Tensor Fascia		
PIE	Gastronecmios		
	Soleo		
	Tibial post.		
	Tibial ante.		
	Peronero largo		
	Peronero corto		

**CORRIENTE RUSA VERSUS ESTIMULADOR DE ALTO VOLTAJE EN
MALALINEAMIENTO PATELOFEMORAL**

Johanna Patricia Urrego L y Taryn Winston V

BATERIA DE EVALUACIÓN FINAL

FECHA _____ Final _____

DOLOR

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Zona _____

Aumenta al subir y bajar escaleras: SI NO

Aumenta al realizar cuclillas: SI NO

Aumenta al realizar la posición de loto: SI NO

En que posición duerme: SUPINO____ PRONO____ LATERAL____

¿Hace cuanto presenta dolor? _____

¿Cómo inicio el dolor?

¿Con qué aumenta? _____

Tipo de dolor: quemante____ punzante____ penetrante____ presión _____

continuo _____ intermitente_____

¿Disminuye con que? _____

Toma analgésicos SI NO Cuando _____

ANGULO Q: MII ____ MID ____ SIGNO DE APRENSION: MII ____ MID ____

SIGNO DEL CAMELLO: MII ____ MID ____

SCREEN TEST: Positivo ____ Negativo ____ MID ____ MII ____

Twist Test - Pronosupinación): Positivo ____ Negativo ____ MID ____ MII ____

EXAMEN MUSCULAR		MID	MII
RODILLA	Semimembranoso		
	Semitendinoso		
	Bíceps crural		
	Cuadriceps		

RETRACCIONES

Prueba	Leve		Mode rado		severo		Norma l	
	D	I	D	I	D	I	D	I
Thomas								
Elly								
Ober								
Phelps								
Silveskioud								
Isquitibiales								
Aductores								

1/3 medio		
1/3 inferior		
Rodilla		
1/3 sup pierna		
1/3 medio		
1/3 inferior		

ATROFIA O/Y EDEMA

MII MID

Pliegue inguinal		
1/3 sup muslo.		

OBSERVACIONES:

ANEXO C

Santafé de Bogotá, D.C.,
____ de _____ de _____.
Día Mes Año

Señores

Ciudad

Respetados Señores

Johanna Patricia Urrego Lasso y Taryn Winston Villamizar titulares de las cédulas de ciudadanía 52'389.840 y 50'196.799 de Bogotá, respectivamente, estudiantes de VIII semestre de fisioterapia de la Escuela Colombiana de Rehabilitación, estamos llevando a cabo la investigación de Corriente rusa VS Estimulador de alto voltaje para fortalecimiento de Vasto Medial Oblicuo en mal alineamiento patelofemoral, para realizar la tesis y así culminar nuestros estudios de pregrado.

Estamos interesadas en que usted nos colabore con la parte investigativa y queremos obtener por parte suya la autorización y el permiso respectivo, aclarando que no va a ser perjudicado en ningún aspecto, teniendo en cuenta que son tratamientos habitualmente utilizados en estos casos.

Si ustedes consideran y desean obtener mayor información del tema estaremos atentas a suministrarla comunicándose a los teléfonos 6722676 o al 6135807.

Cordialmente

Johanna P. Urrego L.
C.C 52'389.840

Taryn Winston V.
C.C 52'196.799

Anexo: Autorización

Nosotros, _____
_____, identificados como aparece
al pie de nuestras firmas, padres del menor
_____ de _____ años de edad, autorizamos
su participación en la investigación de Corriente rusa VS Estimulador de alto voltaje
en el fortalecimiento de Vasto Medial Oblicuo para el malalineamiento
patelofemoral, realizada por Johanna P. Urrego y Taryn Winston, estudiantes de
VIII semestre de la Escuela Colombiana de Rehabilitación. Para ello podrán
tomarse fotografías o realizar videos siempre que la identidad de nuestro hijo (a)
sea mantenida en reserva y la imagen difusa de su rostro.

Así mismo manifestamos que nuestro hijo(a) puede retirarse de la misma sin
previo aviso.

Firma del Padre

C.C

Firma de la Madre

C.C

Yo, _____,
identificado con la cédula No. _____ de _____ años de edad,
acepto mi participación voluntaria en la investigación de Corriente rusa VS
Estimulador de alto voltaje en el fortalecimiento de Vasto Medial Oblicuo para el
malalineamiento patelofemoral, realizada por Johanna P. Urrego y Taryn Winston,
estudiantes de VIII semestre de la Escuela Colombiana de Rehabilitación. Para
ello podrán tomarse fotografías o realizar videos.

Así mismo manifiesto que puedo retirarme de la misma sin previo aviso.

Firma

ANEXO D



**CORRIENTE RUSA VERSUS ESTIMULADOR DE ALTO VOLTAJE EN
MALALINEAMIENTO PATELOFEMORAL**

Johanna Patricia Urrego L y Taryn Winston V

PROTOCOLO DE TRATAMIENTO

Orden de trabajo:

1. Aplicación de termoterapia o crioterapia.
2. Estiramientos
3. Aplicación de corriente con utilización de técnica de fortalecimiento
4. Ejercicios varios.

TECNICA DE FORTALECIMIENTO DE DELORME

- ≡ 10 repeticiones con la mitad de las RM (resistencia máxima)
- ≡ 10 repeticiones con $\frac{3}{4}$ de RM
- ≡ 10 repeticiones con la 10 RM

3 sets por sesión:

4 días:

1. Determinar RM
2. $\frac{1}{2}$ RM
3. $\frac{3}{4}$ RM
4. Todo

PARA TODOS LOS DIAS

- 🕒 Aplicación de termoterapia con paquetes calientes durante 15 minutos en isquiotibiales, psoas y aductores de cadera.
- 🕒 Realización de estiramientos de los músculos de los nombrados anteriormente, sosteniendo 20 segundos con 5 repeticiones cada uno, dejando 5seg de reposo entre cada repetición.

ESTIRAMIENTOS PARA 1ª Y 2ª DIA:

- 📄 Isquiotibiales: Paciente en supino, con cadera en flexión de 90°, y se lleva el MI en extensión con pie en neutro utilizando una toalla.
- 📄 Psoas: Paciente en supino, se lleva el miembro sano en flexión contra pecho, mientras el miembro afectado se deja en extensión haciendo presión hacia la camilla.
- 📄 Aductores de cadera: Paciente en posición supina, con sus miembros inferiores en completa extensión y pie en neutro apoyadas en pared, se realiza la abducción.

ESTIRAMIENTOS PARA 3ª Y 4ª DIA:

-  Isquiotibiales: Paciente en sedente con rodillas en extensión, pies en neutro y espalda recta. Llevar las manos a la punta de los pies.
-  Psoas: Paciente en prono con almohada debajo del abdomen, con miembro afectado con flexión de rodilla a 90° y se lleva pasivamente el miembro extensión de cadera.
-  Aductores: Paciente en sedente con MMII en extensión y abducción, se realiza presión hacia una mayor abducción.

ESTIRAMIENTOS PARA 5ª Y 6ª DIA:

-  Isquiotibiales: Paciente en posición bípeda con MMII en extensión, con MI no afectado cruzado por delante del afectado; se lleva el tronco en flexión a tocar con las manos la punta de los pies.
-  Psoas: Paciente en camilla, en decúbito lateral, se lleva pasivamente el miembro afectado a extensión de cadera.
-  Aductores: Paciente en sedente, espalda recta, MI sano en abducción y rotación externa; el MI afectado en extensión y abducción. Se lleva el tronco hacia el MI en extensión, tratando de tocar con las manos la punta del pie.

ESTIRAMIENTOS PARA 7ª Y 8ª DIA:

-  Isquiotibiales: Paciente en bípedo, con MI sano en extensión y MI afectado con ligera flexión de cadera, extensión de rodilla y pie en neutro apoyado en

un cajón de aproximadamente 10 cm de alto. Se realiza flexión de tronco con columna recta, y manos a tocar la punta del pie que se encuentra apoyado en el cajón.

 Psoas: Paciente en posición bípeda, frente a la pared y con el miembro superior ipsilateral al afectado se toma el cuello de pie y se lleva a flexión la rodilla, cadera y el tronco.

 Aductores: Paciente en prono con MI sano en extensión y MI afectado en flexión, abducción y rotación externa de cadera y rodilla en flexión de 90°. Se le pide al paciente la extensión de rodilla.

5. EJERCICIOS VARIOS PARA TODOS LOS DIAS

Para estos ejercicios se realizaran tres sets de 10 repeticiones cada uno con un descanso entre cada set de 5 segundos.

1. Paciente en supino con rodilla extendida apoyada en la camilla (no afectada) y el otro MI con rodilla en extensión, rotación externa de cadera, pie en neutro y ligera aducción. Se le pide que haga elevación del miembro en extensión hasta 45° aproximadamente de flexión de cadera, y baje a tocar la punta del otro pie.

2. Paciente semisentado con rodilla flejada apoyada en la camilla (no afectada) y el otro MI con rollo en hueco poplíteo y relajado, con pie en neutro. Se le pide al paciente que realice extensión de rodilla.
3. Paciente en decúbito lateral con miembro afectado en extensión apoyado sobre la camilla y pie en neutro, y el otro miembro en flexión con apoyo del pie en la camilla delante del miembro afectado. Se le pide al paciente que realice elevación del miembro afectado y que descienda sin tocar la camilla.
4. Paciente en decúbito lateral con miembro inferior no trabajado apoyado en camilla con flexión de rodilla y cadera; el miembro afectado en con extensión de cadera y rodilla y pie en neutro. Se solicita al paciente que eleve la pierna y descienda sin tocar la camilla.
5. Paciente en posición bípeda, con la espalda apoyada en la pared y rodillas en semiflexión con rollo entre los muslos. Se le pide al paciente que presione el rollo, teniendo en cuenta que la presión que ejerza sea realizada con ambos miembros.

DIA 10^a: Aplicación final de la batería de evaluación.



FOTO 12.



FOTO 13



FOTO 14



FOTO 15



FOTO 16



FOTO 17



FOTO 18



FOTO 19



FOTO 20



FOTO 21



FOTO 22



FOTO 23



FOTO 24

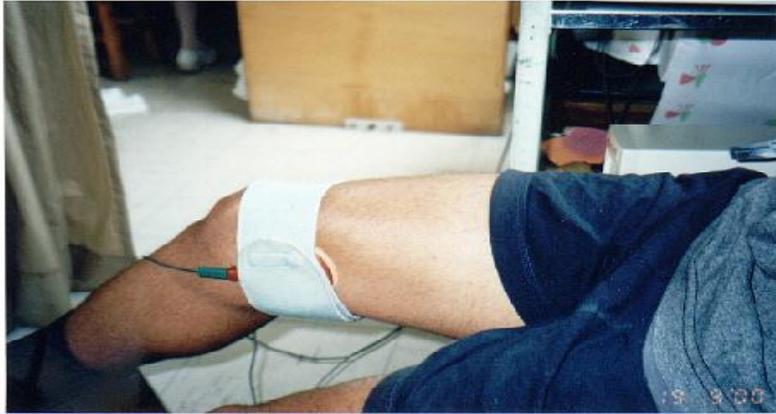


FOTO 25

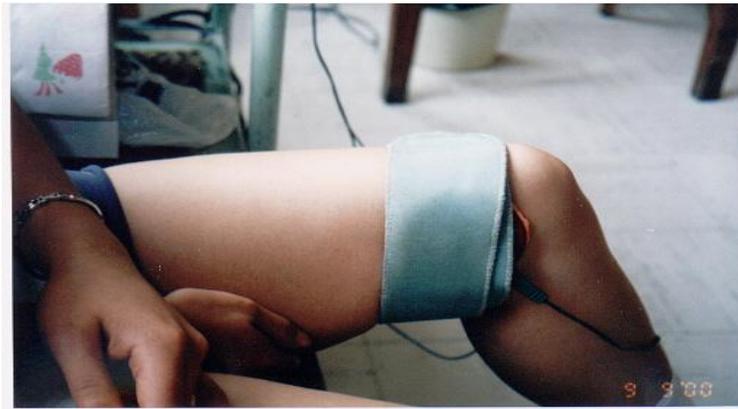


FOTO 26

ANEXO E



**CORRIENTE RUSA VERSUS ESTIMULADOR DE ALTO VOLTAJE EN
MALALINEAMIENTO PATELOFEMORAL**

Johanna Patricia Urrego L y Taryn Winston V

CONTROL DIARIO

Nombres y apellidos: _____

Número de historia: _____

Primera sesión:

Intensidad: _____

Observaciones:

Segunda sesión:

Intensidad: _____

Observaciones:

Tercera sesión:

Intensidad: _____

Observaciones:

Cuarta sesión:

Intensidad: _____

Observaciones:

Quinta sesión:

Intensidad: _____

Observaciones:

Sexta sesión:

Intensidad: _____

Observaciones:

Séptima sesión:

Intensidad: _____

Observaciones:

Octava sesión:

Intensidad: _____

Observaciones:

Novena sesión:

Intensidad: _____

Observaciones:

Décima sesión

Intensidad: _____

Observaciones:

ANEXO F

CONDICIONES DEL PACIENTE						
No	Ndo. De historia.	Edad	Sexo	Talla	Peso	Ocupación
1	86030731478	14	F	152	47	Estudiante
2	80414059	33	M	169	79	Empleado
3	52362548	26	F	150	42	Empleado
4	20449848	39	F	151	68	Empleado
5	83101703250	16	F	167	59	Estudiante
6	retirado					
7	35323902	45	F	154	64	Ama de casa
8	39664739	33	F	168	78	Empleado
9	79302495	23	M	175	68	Empleado
10	41668308	42	F	159	82	Empleado
11	86120654162	13	M	153	44	Estudiante
12	52395345	21	F	158	63	Empleado
13	52541682	21	F	158	55	Estudiante
14	52110913	25	F	170	63	Estudiante
15	80023314	21	M	169	65	Estudiante

