



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
Câmpus de Marília

Aline Nascimento dos Santos

**EFEITO IMEDIATO DA TERAPIA POR ONDAS DE CHOQUE NO TORQUE  
EXTENSOR DE JOELHO EM CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL**

Marília  
2025

Aline Nascimento dos Santos

**EFEITO IMEDIATO DA TERAPIA POR ONDAS DE CHOQUE NO TORQUE  
EXTENSOR DE JOELHO EM CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL**

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) apresentado ao Conselho de Curso de Fisioterapia, da Faculdade de Filosofia e Ciências, da Universidade Estadual Paulista – UNESP - Câmpus de Marília, para obtenção do título de Fisioterapeuta.

Orientadora: Prof<sup>fa</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ana Elisa Zuliani Stroppa Marques

Marília  
2025

S237e

Santos, Aline Nascimento dos

Efeito imediato da terapia por ondas de choque no torque extensor de joelho em crianças com paralisia cerebral / Aline Nascimento dos Santos. -- Marília, 2026

35 p. : tabs., fotos

Trabalho de conclusão de curso (Bacharelado - Fisioterapia) - Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Filosofia e Ciências, Marília

Orientadora: Ana Elisa Zuliani Stroppa Marques

1. Paralisia cerebral. 2. Ondas de choque. 3. Torque. 4. Patela. 5. Amplitude de movimento. I. Título.

Aline Nascimento dos Santos

**COMPORTAMENTO DO TORQUE EXTENSOR DE JOELHO APÓS  
USO DE TERAPIA POR ONDAS DE CHOQUE EM CRIANÇAS COM  
PARALISIA CEREBRAL**

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) apresentado ao Conselho de Curso de Fisioterapia, da Faculdade de Filosofia e Ciências, da Universidade Estadual Paulista – UNESP – Câmpus de Marília, para obtenção do título de Fisioterapeuta

Banca Examinadora

Orientadora:

\_\_\_\_\_  
Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Ana Elisa Zuliani Stroppa Marques  
UNESP – Câmpus de Marília

1º Examinador:

\_\_\_\_\_  
Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Aline Prieto Silveira Ciola  
UNESP – Câmpus de Marília

2º Examinador:

\_\_\_\_\_  
Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Flávia Roberta Faganello Navega  
UNESP – Câmpus de Marília

Marília, 04 de dezembro de 2025.

A todos que reconheceram meu potencial, especialmente nos momentos em que eu já não conseguia enxergar isso em mim.

## AGRADECIMENTOS

A Deus e à Nossa Senhora, por iluminarem cada passo desta graduação, por nunca me abandonarem mesmo nos momentos mais aflitos, por me protegerem e intercederem na minha vida acadêmica. À minha família, que sempre foi meu porto seguro. Aos meus avós, tios e primos, obrigada por serem essa rede de apoio tão bonita. Aos meus pais, Ana Cristina e Marcos, pelo incentivo constante, por me amarem, por seguirem comigo o caminho que traçamos juntos e, mesmo à distância, fazerem de tudo para que eu me sentisse perto de casa. Obrigada por me ampararem nos momentos difíceis, mesmo quando eu estava a 500 km de vocês. Às minhas irmãs, Ana Clara e Ana Luiza, pelo apoio incondicional, conselhos, risadas e a leveza que só irmãs sabem trazer. Sem vocês, eu não seria quem sou hoje. E ao meu cachorro Benji, meu companheiro, obrigada por ser abrigo nos dias cansativos. Aos meus amigos de São Vicente, por sempre reservarem um espaço para mim em seus corações e por me lembrarem, com ternura, que tudo se estabilizaria com o tempo, que a adaptação seria possível e que eu também encontraria meu lugar na nova cidade.

Às amigas que a graduação me deu, por tornarem tudo mais leve. Vocês me ensinaram que, durante esse processo, ser quem somos também faz parte de nos tornarmos as profissionais que desejamos ser. As aulas, os estágios e os momentos de respiro não teriam sido tão especiais sem vocês. Cuidamos umas das outras, e sou grata por terem sido minha rede de apoio nos dias felizes e nos dias tristes.

Ao meu grupo de estágio, pelo companheirismo, pela proatividade, pelos momentos descontraídos e por tornarem cada dia de atendimento verdadeiramente memorável. As pessoas queridas que voltaram suas orações para mim, que torceram, me desejaram o bem e me apoiaram quando eu mais precisei — obrigada por cada gesto de carinho. À minha orientadora, professora Ana Elisa Stroppa, por ser não apenas uma fisioterapeuta admirável, mas uma mulher paciente, acolhedora e apaixonada por ensinar. Obrigada por me orientar com tanto cuidado e por nos lembrar, sempre, que olhamos para pessoas — e não apenas para diagnósticos. Aos professores da graduação pelos ensinamentos que transcenderam a sala de aula; à professora Cristiane Pedroni pela contribuição essencial a este trabalho; e a cada pai, mãe, responsável e voluntário que confiou em mim e na pesquisa, tornando este estudo possível.

Por fim, agradeço à Universidade Estadual Paulista (UNESP) e ao Centro Especializado em Reabilitação (CER) por todas as oportunidades e por todo conhecimento adquirido.

## RESUMO

A paralisia cerebral (PC) é uma condição marcada por distúrbios motores como incoordenação, encurtamentos musculares e fraqueza, que resultam em alterações biomecânicas importantes, incluindo a patela alta (PA), redução das amplitudes de movimento passiva (ADMp) e ativa (ADMa) do joelho, além do torque extensor ineficiente com repercussões funcionais significativas. A Terapia Extracorpórea por Ondas de Choque (TOCE) surge como uma alternativa não invasiva capaz de promover relaxamento musculotendíneo, melhorando seu comportamento na extensão de joelho. Nesse contexto, o estudo teve como objetivo analisar o comportamento do torque extensor de joelho após a aplicação da TOCE em crianças com PC espástica. O ensaio clínico contou com crianças de 4 a 19 anos com PC e com desenvolvimento típico distribuídas em três grupos: grupo terapia por ondas de choque (GTOC; n = 15), grupo placebo (GP; n = 10) e grupo desenvolvimento típico (GDT; n = 14), avaliadas por fotogrametria, altura patelar e dinamometria. O grupo tratado recebeu aplicação única da terapia, e os dados foram comparados por análises intra e intergrupos pela ANOVA e teste de pos hoc de Bonferroni ( $p < 0,05$ ). Os resultados indicaram que o GTOC apresentou redução imediata da altura patelar ( $< 0,001$ ) e na ADMp ( $< 0,001$ ), sendo a condição pós diferente da pré tanto para a altura patelar ( $< 0,034$ ) quanto para a ADMp ( $< 0,001$ ). O torque normalizado não apresentou diferença estatística significativa, mas revelou tendência de aumento de 20% no GTOC após intervenção, acompanhado por diminuição do tempo de pico em 25,72% enquanto houve queda do torque no GP e GDT no momento pós. A TOCE reduziu a rigidez muscular, melhorou a posição da patela, aumentou a amplitude passiva e contribuiu para a produção de torque, indicando melhor eficiência mecânica extensora de joelho. O tratamento gera efeitos imediatos positivos, melhorando parâmetros musculoesqueléticos em crianças com paralisia cerebral espástica. Estudos futuros com amostras maiores são necessários para confirmar esses achados.

**Palavras-chave:** Paralisia Cerebral. Ondas de Choque. Torque. Patela. Amplitude de Movimento.

## ABSTRACT

Cerebral palsy (CP) is a condition characterized by motor impairments such as incoordination, muscle shortening, and weakness, which result in significant biomechanical alterations, including patella alta (PA), reduced passive (PROM) and active (AROM) range of motion, and inefficient knee extensor torque, all of which have important functional repercussions. Extracorporeal ShockWave Therapy (ESWT) emerges as a non-invasive alternative capable of promoting musculotendinous relaxation, reducing stiffness, and improving musculoskeletal behavior. In this context, the aim of the present study was to analyze the behavior of knee extensor torque after the application of ESWT in children with spastic CP. The clinical trial included children aged 4 to 19 years with CP and typically developing peers, distributed into three groups: shock wave therapy group (ESWT-G), placebo group (PG), and typical development group (TDG). Assessments included photogrammetry, patellar height, and dynamometry. The treated group received a single application of the therapy, and data were compared using intra- and inter-group analyses ( $p < 0.05$ ). The results showed that the ESWT-G ( $n = 15$ ) demonstrated an immediate reduction in patellar height ( $p < 0.001$ ) and PROM ( $p < 0.001$ ), with post-intervention values significantly different from pre-intervention for both patellar height ( $p < 0.034$ ) and PROM ( $p < 0.001$ ). Normalized torque did not present statistically significant differences; however, it showed a tendency toward a 20% increase in the ESWT-G after the intervention, accompanied by a 25.72% reduction in peak-time torque. In contrast, a decrease in torque was observed in the PG ( $n = 10$ ) and TDG ( $n = 14$ ) in the post-intervention moment. ESWT reduced muscle stiffness, improved patellar position, increased passive range of motion, and facilitated torque production, indicating greater mechanical efficiency of the knee extensor mechanism. The treatment generated immediate positive effects, improving musculoskeletal parameters in children with spastic cerebral palsy. Further studies with larger sample sizes are needed to confirm these findings.

**Keywords:** Cerebral Palsy. Extracorporeal Shockwave Therapy. Torque. Patella. Range of Motion.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>Figura 1</b> – Posicionamento em decúbito dorsal da ADMp.	18
<b>Figura 2</b> – Posicionamento em ortostatismo da ADMa.	18
<b>Figura 3</b> – Medida do comprimento do MI.	19
<b>Figura 4</b> – Demonstração da medida da altura patelar.	20
<b>Figura 5</b> – Dinamômetro portátil Lafayette.	21
<b>Figura 6</b> – Demonstração do posicionamento do dinamômetro para avaliação da força isométrica do quadríceps.	21
<b>Figura 7</b> – Aparelho Ondas de Choque.	23
<b>Organograma 1</b> – Composição da amostra PC.	16
<b>Organograma 2</b> – Composição da amostra DT.	17

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 – Caracterização** dos valores médios e desvio padrão (DP) da idade, massa corporal, estatura e IMC do GTOC, GDT e GP. 24
- Tabela 2 – Caracterização** dos valores de média e desvio padrão (DP) das variáveis altura patelar, ADMp, ADMa, torque e TP nos momentos pré e pós imediato dos três grupos. 25

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b>ADMp</b>	Amplitude de movimento passiva
<b>ADMa</b>	Amplitude de movimento ativa
<b>AVC</b>	Acidente Vascular Cerebral
<b>CT</b>	Comprimento da tíbia
<b>DT</b>	Desenvolvimento típico
<b>DP</b>	Desvio padrão
<b>GTOC</b>	Grupo Terapia por Ondas de Choque
<b>GP</b>	Grupo placebo
<b>GDT</b>	Grupo desenvolvimento típico
<b>GMFCS</b>	Sistema de Classificação da Função Motora Grossa
<b>MMII</b>	Membros Inferiores
<b>MI</b>	Membro inferior
<b>PA</b>	Patela Alta
<b>PC</b>	Paralisia Cerebral
<b>PF</b>	Pico de força
<b>TCLE</b>	Termo de Consentimento Livre Esclarecido
<b>TOCE</b>	Terapia Extracorpórea por Ondas de Choque
<b>TOC</b>	Terapia por Ondas de Choque
<b>TP</b>	Tempo de pico

## LISTA DE SÍMBOLOS

<b>cm</b>	Centímetro
°	Graus
<b>Hz</b>	Hertz
<b>Mm</b>	Milímetro
<b>mJ/Mm<sup>2</sup></b>	Milijoules por milímetro quadrado
<b>Kg</b>	Quilograma
<b>s</b>	Segundo
<b>N</b>	Newtons
<b>%</b>	Porcentagem
<b>Δ</b>	Delta
<b>±</b>	Mais ou menos

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>13</b>
<b>2</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>15</b>
2.1	Amostra	15
2.2	Protocolo de Avaliação	17
2.2.1	Fotogrametria	17
2.2.2	Comprimento do membro inferior, da tíbia e a altura da patela	18
2.2.3	Dinamometria	20
2.3	Protocolo de Intervenção	22
2.4	Análise Estatística	23
<b>3</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>23</b>
<b>4</b>	<b>DISCUSSÃO</b>	<b>26</b>
<b>5</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	<b>29</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>30</b>
	<b>APÊNDICE A – FICHA DE AVALIAÇÃO</b>	<b>34</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A paralisia cerebral é definida como um conjunto de distúrbios permanentes não progressivos, mas frequentemente mutáveis (Sadowska; Sarecka-Hujar; Kopyta, 2020), com comprometimento do movimento e da postura, secundário a uma lesão no encéfalo fetal ou infantil em desenvolvimento, que pode ser ocasionada por malformações, infecções, traumas ou hipóxia de qualquer causa, sendo a deficiência física mais comum na infância (Mendoza-Sengco; Lee Chicoine; Vargus-Adams, 2023).

Envolve comorbidades comuns e incapacitantes como distúrbios sensoriais e comportamentais, desvios posturais, dor crônica e deficiências motoras como desequilíbrio, incoordenação motora (Hussein et al., 2025) e diminuição do controle motor seletivo (Damiano et al., 2001), favorecendo a atrofia por desuso e dificultando o ganho de força e resistência muscular (Darras et al., 2021; Howard; Herzog, 2021).

Um sinal recorrente é a espasticidade, (Hussein et al., 2025) que leva a combinação da fraqueza e encurtamento dos músculos quadríceps, isquiotibiais e tríceps sural, todos biarticulares, compromete o equilíbrio entre as forças flexoras e extensoras do joelho, favorecendo a postura em flexão (Ganjwala; Shah, 2019), levando a prejuízos na funcionalidade.

A força é um componente essencial do controle motor (Damiano et al., 2001) de fato está reduzida em todos os níveis do Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS) em indivíduos com PC (Darras et al., 2021) Nesta população, observa-se um torque ineficiente devido à fraqueza tanto das contrações excêntricas quanto das concêntricas dos flexores e extensores de joelho e tornozelo, comprometidas especialmente em altas velocidades, por efeito das alterações neuromusculares (Damiano et al., 2001)

O torque, também chamado de momento de força, é o efeito rotacional de uma força, determinado pelo produto da força e distância perpendicular a linha de ação da força para o eixo de rotação (Hall, 2022). Para a biomecânica pode ser traduzido como o momento de força gerado pelos músculos em torno de uma articulação, surgindo quando a força de contração é aplicada a uma distância do eixo articular caracterizando o braço de alavanca. Porém, nas crianças com a PC encontra-se reduzido devido as alterações de tônus, coordenação e força de contração. Essa população apresenta um controle motor seletivo mais baixo e proporcionalmente, uma queda acentuada na produção de torque conforme a velocidade

aumenta, comprometendo a qualidade de vida, já que muitos movimentos funcionais (como caminhar, brincar ou praticar esportes) envolvem velocidades altas (Fowler et al., 2024).

Outro sinal clínico comum na semiologia dos indivíduos com PC é a patela alta (PA), gerando repercussões biomecânicas negativas na amplitude de movimento dos membros inferiores (MMII). A patela é um osso sesamoide que auxilia na eficiência do músculo quadríceps, pois atua como um ponto de apoio para o tendão do quadríceps produzir maior força, aumentando a vantagem mecânica para realizar o movimento de extensão do joelho (Steele et al., 2012). Uma vez que encontra-se desalinhada superiormente, pode diminuir o braço de alavanca da articulação, levando a sintomas de dor pela fraqueza do mecanismo extensor e pelo estresse na articulação femoropatelar (Davids et al., 2020).

A terapêutica combina o tratamento farmacológico com o não farmacológico que inclui uso de órteses, dispositivos auxiliares de marcha, fisioterapia e terapia extracorpórea por ondas de choque (TOCE), sendo a última normalmente combinada com toxina botulínica (Martínez et al., 2020; Otero-Luis et al., 2024). Considerada uma abordagem inovadora por ser não invasiva, segura e indolor (Hussein et al., 2025), a TOCE é determinada pela propagação de pulsos mecânicos de ondas acústicas de maneira sequencial, rápida e com alta energia, induzindo alterações fisiológicas no tecido tratado (Dymarek et al., 2020; Yang et al., 2021).

Dentre os efeitos neuromusculares da TOCE, destacam-se a liberação de óxido nítrico que estimula a neoangiogênese muscular e tendínea, diminuindo a rigidez do tecido (Xiang et al., 2018; Yang et al., 2021), possível disfunção transitória da condução nervosa pela redução de receptores de acetilcolina na junção neuromuscular (Kenmoku et al., 2012), melhora do trofismo muscular (Dymarek; Taradaj; Rosinczuk, 2016) e indução de respostas celulares que agem nas fibras musculares (Leng et al., 2021). De acordo com Leng et al. (2021) e Kenmoku et al. (2012), os efeitos da TOCE manifestam-se de forma imediata após a aplicação e podem persistir além da fase aguda. No entanto, devido à heterogeneidade dos estudos, ainda não há um tempo máximo definido para a duração dessas alterações.

Um ensaio clínico aplicou a TOCE nos flexores plantares de crianças com PC associada a fisioterapia convencional e demonstrou melhora na amplitude de movimento (ADM), na função motora grossa e na distribuição da pressão plantar, indicando ganho funcional na marcha (Hussein et al., 2025). Outros estudos citam os efeitos positivos após uso da TOCE em diferentes condições clínicas como pós-acidente vascular cerebral (AVC) crônico (Senarath et al., 2023), osteoartrite de joelho (Tian et al., 2021) e na tendinopatia lateral do cotovelo (Ozmen et al., 2021), ressaltando a redução da dor e melhorando na função.

Parte desta dissertação foi revisada com auxílio do ChatGPT (OpenAI), utilizado exclusivamente para aprimoramento linguístico e coesão textual. Não houve interferência na análise científica, interpretação dos dados ou autoria do texto.

No entanto, há escassez de estudos na literatura científica que abordam aplicação da TOCE diferentes grupos musculares dos MMII de indivíduos com PC espástica que apresentam quadro clínico de PA e sua influência no torque extensor de joelho. Não se sabe ainda quais os efeitos que a terapia poderá implicar na força extensora e quais as repercussões serão geradas na capacidade funcional desses indivíduos, posto que a patela auxilia na eficiência do trabalho do músculo quadríceps para produzir movimento de extensão e o TOCE promove redução do espasmo muscular, permitindo melhor movimentação da articulação.

A aplicação da TOCE promove o relaxamento muscular, o que pode reduzir a altura patelar e melhorar a amplitude de extensão ativa do joelho, repercutindo positivamente na produção de torque e favorecendo a sedestação e o ortostatismo das crianças. Assim, o objetivo do estudo foi analisar a influência imediata da TOCE no torque extensor de joelho em crianças com PC espástica.

## **2 MATERIAIS E MÉTODOS**

Trata-se de um ensaio clínico, submetido e aprovado ao Comitê de Ética em Pesquisa local (3.731.709) e ReBEC (RBR-5d963p8). Todos os participantes e/ou responsáveis foram esclarecidos em relação ao estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE) e/ou Termo de Assentimento Livre Esclarecido (TALE) conforme determina a resolução 466/12 CNS. A pesquisa foi realizada no setor de fisioterapia em neurologia infantil do Centro de Estudos da Educação e da Saúde (CEES) da Universidade Estadual Paulista (UNESP), campus de Marília em temperatura ambiente, sem climatização.

### **2.1 Amostra**

A amostra foi realizada por conveniência, composta por indivíduos com diagnóstico de PC, nos níveis I a III do Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS), de 4 a 19 anos e por indivíduos da mesma faixa etária com desenvolvimento típico. Os voluntários com PC foram divididos em dois grupos: grupo terapia ondas de choque (GTOC), que recebeu o tratamento da TOCE e grupo PC (GP) que recebeu a TOCE com o aparelho desligado sendo colocado um áudio no celular com o barulho da emissão dos pulsos pelo aparelho, simulando uma aplicação real (Organograma 1). O grupo desenvolvimento típico (GDT) foi composto por crianças com desenvolvimento típico (DT) e passaram somente pelo protocolo de avaliação

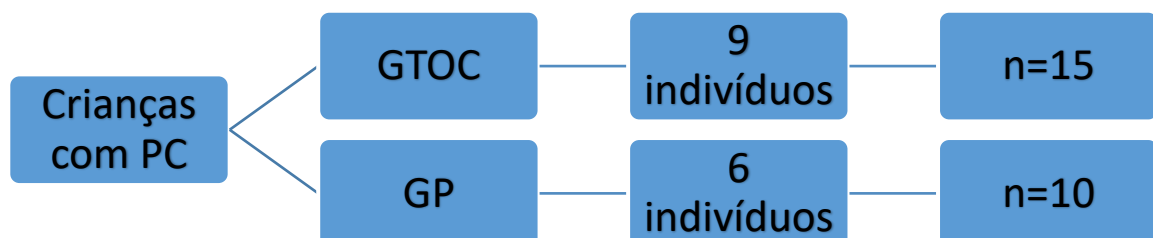
(Organograma 2). Devido a análise dos resultados ter atendido a hipótese, todos os voluntários do grupo placebo receberam o tratamento ao final do protocolo completo.

O critério de não-inclusão da amostra compreendeu em indivíduos que apresentassem pelo menos uma das contraindicações do uso do aparelho ondas de choque: distúrbios circulatórios, erupções cutâneas, focos neoplásicos, distúrbios de sensibilidade, outras doenças neurológicas, condições fisiológicas e ortopédicas que impedissem a participação dos indivíduos, terapia prévia com corticoides e procedimentos cirúrgicos em qualquer região dos MMII nos últimos seis meses, deficiência intelectual que impossibilita o entendimento dos procedimentos e implantes metálicos ou dispositivos eletrônicos nos MMII (ISMST, 2023).

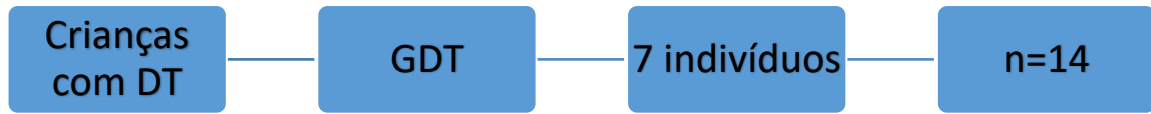
Também não foram incluídas crianças que tenham recebido aplicação de toxina botulínica em membros inferiores nos últimos seis meses, uma vez que a substância reduz a contratilidade muscular. Esse efeito não é compatível com o objetivo do estudo, que é analisar a força dos músculos extensores de joelho antes e após a aplicação da TOCE. Todas as condições foram investigadas com base na ficha de anamnese. Qualquer intercorrência que impedisse a continuidade da aplicação do protocolo, inconsistência nos dados ou caso houvesse recusa em assinar TCLE, os dados do participante seriam excluídos do estudo.

O GTOC contou com nove indivíduos, sendo seis crianças com comprometimento bilateral e três crianças hemiparéticas em que os membros não acometidos não foram incluídos no estudo. Da mesma forma, o GP foi composto por seis indivíduos sendo quatro com comprometimento bilateral e dois hemiparéticos em que os membros não acometidos também não foram incluídos no estudo. A aplicação ocorreu em ambos os MMII dos indivíduos com PC bilateral e somente em um MI naqueles com comprometimento unilateral.

**Organograma 1** – Composição da amostra PC.



Fonte: Elaborada pela autora.

**Organograma 2** – Composição da amostra DT.

Fonte: Elaborada pela autora.

## 2.2 Protocolo de Avaliação

O protocolo de avaliação aconteceu em ambos os grupos antes da primeira intervenção por ondas de choque e imediatamente após. Os participantes foram submetidos a uma anamnese para caracterização da amostra, verificação da segurança para a aplicação do aparelho e, em seguida, ao protocolo de avaliação (apêndice A).

Para coleta de dados, todos os voluntários foram orientados previamente a trajarem roupas confortáveis que permitam a execução dos protocolos de avaliação e tratamento.

### 2.2.1 Fotogrametria

A amplitude de movimento passiva (ADMp) e ativa (ADMa) ocorreram por meio de fotogrametria e foram analisadas pelo aplicativo Kinovea 2024.1.1, que transformou as imagens em eixos de coordenadas angulares. Para isso, foi utilizado uma câmera fotográfica sustentada por um tripé com uma distância de 90 centímetros (cm) da lente da câmera ao chão, sem zoom e sem flash ativado com uma distância de 90 cm da lente da câmera fotográfica até o indivíduo avaliado, estando com os MMII desnudos e pés descalços.

O ângulo de extensão do joelho foi captado com marcações em três pontos anatômicos, sendo na maior proeminência do trocânter maior do fêmur, linha articular imediatamente acima da cabeça da fíbula e no maléolo lateral, bilateralmente, no posicionamento a ser avaliado. Para este estudo, os pontos vermelhos foram padronizados para a medida em decúbito dorsal e os pontos pretos, para a medida em ortostatismo. Os voluntários foram posicionados em decúbito dorsal sobre uma maca com o fêmur perpendicular a superfície da maca formando um ângulo de em 90° (Figura 1) e a partir de então, o avaliador realizou a extensão passiva do joelho até além da sensação de maior resistência (Sacco et al., 2007). Todas as crianças do estudo conseguiram fazer a ADMp.

Para os indivíduos que conseguiram realizar a ADMa, estes foram posicionados lateralizados em ortostatismo para que a câmera captasse a imagem em um corte sagital, com a postura ereta, olhar direcionado ao horizonte, membros superiores ligeiramente a frente do corpo para tornar visíveis os pontos anatômicos marcados, cristas ilíacas alinhadas e pés

Parte desta dissertação foi revisada com auxílio do ChatGPT (OpenAI), utilizado exclusivamente para aprimoramento linguístico e coesão textual. Não houve interferência na análise científica, interpretação dos dados ou autoria do texto.

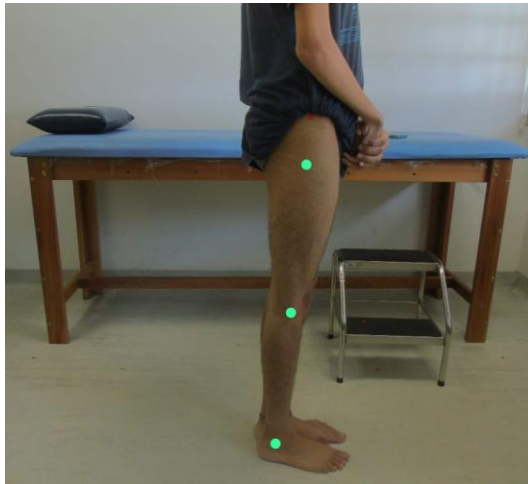
paralelos, levemente afastados, na direção da linha dos ombros. Os voluntários foram orientados a estender os joelhos ao máximo que conseguirem (Figura 2).

**Figura 1** – Posicionamento em decúbito dorsal da ADMp.



Fonte: elaborada pela autora.

**Figura 2** – Posicionamento em ortostatismo da ADMa.



Fonte: Elaborada pela autora.

### 2.2.2 Comprimento do membro inferior, da tíbia e a altura da patela

O material utilizado para a medida das três variáveis foi uma fita métrica e todas as medidas foram realizadas de forma bilateral e unilateral, em caso de hemiparesia foi escolhido o membro acometido pela PC. O comprimento do membro inferior e da tíbia foram coletados com o paciente em decúbito dorsal e os valores foram dados em cm. O comprimento do membro inferior foi obtido pela medida da distância entre os pontos anatômicos espinha íliaca ântero-superior ao maléolo medial (Figura 3) (Adaptado de Magee, 2023).

**Figura 3 – Medida do comprimento do MI.**



Fonte: Elaborada pela autora.

Para a mensuração do comprimento da tíbia (CT), utilizou-se a medida cômulo medial da tíbia e o ponto mais alto do maléolo medial no intuito de realizar o cálculo da normalização do torque pelo braço de alavanca.

A medição da altura da patela não é descrita de forma padronizada e validade na literatura, pois as pesquisas encontradas realizavam a medida por exames de imagem (Biedert; Tscholl, 2017; Freitas; Karabulut; Bembem, 2021) . O exame de imagem é um recurso inviável para ser adotado no presente estudo devido ao custo e a exposição desnecessária dos indivíduos a radiação.

O protocolo proposto por Karabulut et al. (2021) recomenda posicionar as articulações do quadril e joelho a 0° e 30° respectivamente. Entretanto, nem todos os participantes deste estudo conseguiram manter o quadril em 0°, mediante a avaliação. Diante disso, foi adotada uma estratégia alternativa para a realização das medições para concretizar a análise do estudo.

A aferição da altura da patela foi realizada com os participantes posicionados em sedestação com ângulo de 90° de quadril e joelhos e pés devidamente apoiados. Nas crianças que apresentaram dificuldade em manter esse posicionamento, foi realizada a estabilização do tronco por um segundo avaliador ou por um familiar. A medida foi realizada com uma fita métrica posicionada na borda inferior da patela até a tuberosidade da tíbia (Figura 5), com o valor em cm. A normalização do valor obtido foi realizada pela medida real do comprimento do membro inferior. O valor para a normalização da altura da patela é dado pela fórmula:

$$\text{Altura da patela (\%)} = \frac{\text{Distância borda inferior da patela à tuberosidade da tíbia} * 100}{\text{Distância entre a espinha ílaca ântero-inferior ao maléolo medial (comprimento do membro inferior)}}$$

**Figura 4** – Demonstração da medida da altura patelar.



Fonte: Elaborada pela autora.

### 2.2.3 Dinamometria

A força do músculo quadríceps foi avaliada com o dinamômetro Lafayette Manual Muscle Test System (Lafayette Instruments, Lafayette, IN, USA) (Figura 5). O pico de força (PF) por uma contração isométrica e o tempo do pico (TP) do torque foram contabilizados para análise nas respectivas unidades de medida: Newtons (N) e segundos (s), conforme configuração do aparelho. O paciente permaneceu sentado na borda lateral da maca com joelho a 90° de flexão, sem apoio nos pés. O dinamômetro foi fixado em região anterior do 1/3 distal da tíbia, a uma distância de 5 cm do maléolo (AL-Nemr; Kora, 2024) e preso com um velcro para a realização da contração isométrica máxima (Figura 6). A avaliação ocorreu de forma bilateral.

**Figura 5** – Dinamômetro portátil Lafayette.



Fonte: Elaborada pela autora.

**Figura 6** – Demonstração do posicionamento do dinamômetro para avaliação da força isométrica do quadríceps.



Fonte: Elaborada pela autora.

Foi realizada uma tentativa de teste para familiarização do indivíduo e após aguardados 60 s, foram feitas três medidas efetivas associadas ao comando verbal contínuo e firme para incentivar as crianças a fazerem a máxima força isométrica por 5 s cada, com descanso de 60 s entre as medições. Durante o teste, o comando verbal incluía frases como “força, força, força...” e “estique o joelho”, repetidas conforme a necessidade, sem uma sequência fixa, considerando que cada criança compreendia a orientação de maneira individual. Dessa forma, buscou-se desafiá-las a cada tentativa ao mesmo tempo em que se ofereciam reforços positivos por meio

Parte desta dissertação foi revisada com auxílio do ChatGPT (OpenAI), utilizado exclusivamente para aprimoramento linguístico e coesão textual. Não houve interferência na análise científica, interpretação dos dados ou autoria do texto.

das verbalizações. Nos casos de erros, as instruções foram repetidas quantas vezes fossem necessárias, assegurando-se de que a criança compreendeu plenamente o que lhe foi solicitado.

As crianças foram instruídas a evitar compensações do tronco, das mãos, do quadril e do membro não testado. Para aquelas que não apresentavam controle postural adequado, o terapeuta realizou a estabilização da coxa e do tronco; quando necessário, outras partes do corpo também foram estabilizadas. Nos casos em que a criança não possuía controle de tronco, solicitou-se ao responsável que realizasse a estabilização durante o teste. Dessa forma, garantiu-se que a força produzida fosse direcionada especificamente para o movimento de extensão do joelho, evitando compensações.

Os dados de PF em N e TP em s obtidos no teste, além dos valores de cm convertido para metros e massa corpórea em quilograma (Kg), foram inseridos na fórmula para normalização do valor de torque em percentil:

Torque normalizado (%) =  $\text{Torque (N*m)} * 100 / \text{massa corporal}$ , sendo N = força em Newtons, m = comprimento do braço de alavanca em metros e massa corporal em Kg (Almeida et al., 2016).

Dentre as três medidas aferidas no teste, escolheu-se a que o indivíduo alcançou o melhor desempenho, representado pelo maior valor do PF e, adotou-se o CT como comprimento do braço de alavanca para o movimento de extensão de joelho (Almeida et al., 2016).

### **2.3 Protocolo de Intervenção**

Para o GTOC foi feita uma aplicação única da TOC com gel condutor no ventre e na junção miotendínea dos grupos musculares quadríceps e isquiotibiais com 2000 pulsos e para o tríceps sural com 1500 pulsos, todos com densidade de fluxo de energia positiva de 60mJ/mm<sup>2</sup> e, frequência de 10 Hz, utilizando o aparelho da marca Thork Ondas de Choque Ibramed e aplicador de 15 mm (Figura 7). O voluntário vestiu short que permitiu a aplicação do aparelho, foi aplicado e foi posicionado na maca em decúbito dorsal e ventral ou lateral, para aqueles que possuíam restrições (exemplo: sondas de nutrição enteral) para a TOCE (Lin; Wang; Wang, 2018).

**Figura 7 – Aparelho Ondas de Choque.**



Fonte: Elaborada pela autora.

## 2.4 Análise Estatística

Os dados quantitativos foram tabulados em planilha Excel e organizados em valores de média e desvio padrão (DP). A análise estatística foi conduzida no software Statistical Package for the Social Sciences (SPSS), incluindo a verificação da normalidade e homogeneidade dos dados. Para a comparação das variáveis intra e intergrupos, utilizou-se o ANOVA para medidas repetidas com post hoc de bonferroni. Para verificar a porcentagem de variação entre o momento pré e pós foi realizado o cálculo do delta percentual representado pela fórmula  $\% \Delta = (\text{pós} - \text{pré}) * 100 / \text{pré}$ . Foi adotado um nível de significância de  $p < 0,05$ .

## 3 RESULTADOS

Foram avaliadas nove crianças do GTOC composto por três hemiparéticas, quatro diparéticas e duas quadriparéticas, totalizando quinze MMII. O grupo placebo foi composto por duas crianças hemiparéticas, três crianças diparéticas, uma quadriparética, totalizando dez MMII e o GDT foi composto por sete crianças, totalizando quatorze MMII. Todas as crianças foram analisadas bilateralmente, exceto as hemiparéticas que foi analisado somente o membro acometido pela PC.

A tabela abaixo apresenta a caracterização dos valores de idade, peso, altura e IMC dos três grupos analisados: A distribuição da idade, peso, altura e IMC das crianças nos três grupos, deu-se da seguinte forma:

**Tabela 1 – Caracterização** dos valores médios e desvio padrão (DP) da idade, massa corporal, estatura e IMC do GTOC, GDT e GP.

<b>Variáveis</b>	<b>GTOC (n = 15)</b>	<b>GP (n = 10)</b>	<b>GDT (n = 14)</b>
	<b>Média ± DP</b>	<b>Média ± DP</b>	<b>Média ± DP</b>
<b>Idade (anos)</b>	12,12 ± 4,94	11,17 ± 4,90	14,94 ± 5,05
<b>Peso (Kg)</b>	34,61 ± 13,07	30,12 ± 12,57	55,57 ± 25,53
<b>Altura (m)</b>	1,42 ± 0,23	1,33 ± 0,22	1,55 ± 0,23
<b>IMC (Kg/m<sup>2</sup>)</b>	16,44 ± 3,17	16,13 ± 2,05	21,71 ± 6,54

Legenda: GTOC: grupo terapia de ondas de choque; GP: grupo placebo; GDT: grupo desenvolvimento típico; IMC: índice de massa corporal.

**Tabela 2** – Caracterização dos valores de média e desvio padrão (DP) das variáveis altura patelar, ADMp, ADMa, torque e TP nos momentos pré e pós imediato dos três grupos.

		GTOC (n=15)	GP (n=10)	GDT (n=14)	Anova Valores de p		
		Média DP	Média DP	Média DP	Momento	Grupo	Interação
Altera da patela (cm)	Pré	7,25 ±1,37	5,61 ±0,90	5,81 ±0,66	<b>0,023</b>	<b>0,001<sup>a</sup></b>	<b>0,034</b>
	Pós	<b>6,96*</b> <b>±1,25</b>	5,55 ±0,92	5,81 ±0,66			
	% Δ	-4	-1,07	0			
ADMp	Pré	121,61 ±12,1	136,14 ±9,04	147,79 ±14,81	<b>0,006</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>
	Pós	<b>129,37*</b> ±15,88	134,88 ±10,26	148,06 ±14,66			
	% Δ	6,38	-0,93	0,18			
ADMa	Pré	(n=7) 147,13‡ ±20,93	(n=4) 154,20‡ ±26,40	(n=14) 180,81 ±7,32	0,264	<b>&lt;0,001<sup>a</sup></b>	0,507
	Pós	149,8‡ ±19,7	158,65‡ ±22,76	180,31 ±6,95			
	% Δ	1,81	2,89	-0,28			
Torque (%)	Pré	(n=9) 79,42‡ ±46,54	(n=6) 52,66‡ ±39,81	(n=14) 246,45 ±86,85	0,753	<b>&lt;0,001<sup>a</sup></b>	<b>0,108</b>
	Pós	94,60‡ ±42,55	<b>50,85*‡</b> ±35,85	225,91 ±78,77			
	%Δ	19,11	-3,44	-8,33			
Tempo de pico (s)	Pré	4,47 ±0,57	2,54 ±0,98	3,9 ±1,02	0,092	<b>0,002<sup>a</sup></b>	0,140
	Pós	3,32 ±1,27	2,28 ±0,84	3,89 ±1,08			
	%Δ	<b>-25,72</b>	-10,23	-0,25			

Legenda: ‡: Diferença significativa intergrupo com o GDT ( $p \leq 0,01$ ); \*Diferença significativa intra grupo com o momento pre ( $p \leq 0,01$ ); <sup>a</sup>Diferença significativa no teste ANOVA de medidas repetidas para o grupo ( $p \leq 0,05$ ); <sup>b</sup>Diferença significativa no teste ANOVA de medidas repetidas para a interação ( $p \leq 0,05$ ).

## 4 DISCUSSÃO

Os resultados mostraram redução significativa da altura da patela e aumento da ADMp no GTOC. Considerando que a patela atua como um fulcro que otimiza a ação do quadríceps ao ampliar sua vantagem mecânica para a geração de torque extensor (Galán-Olleros et al., 2024) alterações em sua posição têm impacto direto na função. A patela alta, por exemplo, reduz o braço de alavanca próximo à extensão completa do joelho, o que pode contribuir para a fraqueza funcional observada durante a marcha em crianças com paralisia cerebral (Galán-Olleros et al., 2024; Stout et al., 2008). Dessa forma, a redução da altura patelar encontrada neste estudo pode refletir maior liberação musculotendínea do quadríceps, diminuindo a tensão sobre o músculo quadríceps resultando em uma descida significativa da patela, o que sugere melhora na eficiência mecânica do aparelho extensor.

Diversos procedimentos cirúrgicos buscam reposicionar a patela por meio do encurtamento do tendão patelar, frequentemente associados a osteotomias do fêmur, compondo as técnicas de reconstrução patelofemoral (Hösl et al., 2018; Sossai et al., 2015; Stout et al., 2008). Embora possam melhorar a função, esses métodos apresentam desvantagens importantes, como risco aumentado de inclinação pélvica anterior (Sossai et al., 2015; Stout et al., 2008) e redução da flexão do joelho durante a fase de balanço da marcha (Sossai et al., 2015) decorrentes do encurtamento tendíneo. Nesse cenário, TOCE se destaca como alternativa potencialmente vantajosa, por ser não invasiva, segura e não exigir períodos de imobilização, evitando assim perdas funcionais típicas do pós-operatório.

A flexão excessiva do joelho na marcha ocorre quando os extensores não conseguem superar as forças que promovem a flexão articular. Quando essa deformidade se torna fixa, limita a extensão completa do joelho, aumenta a sobrecarga sobre o quadríceps e pode levar ao alongamento do tendão patelar, agravando sua fraqueza funcional (Ganjwala; Shah, 2019). Além disso, grupos musculares frequentemente encurtados na PC, como isquiotibiais e tríceps sural, interferem resistindo a ADM de extensão do joelho, pois atuam sobre essa articulação devido a sua inserção biarticular e dificultam a ação seletiva do quadríceps, característica preservada em indivíduos típicos, mas comprometida na PC espástica.

Os indivíduos com a PC apresentam limitação da ADM de joelho mesmo em situações sem ativação muscular (Fergusson; Hutton; Drodge, 2007; James, 2001) sugerindo que esta condição também pode estar associada a alterações em estruturas não contráteis como rigidez de tecido conjuntivo, cápsula articular, ligamentos ou em músculos, demonstrando alta

Parte desta dissertação foi revisada com auxílio do ChatGPT (OpenAI), utilizado exclusivamente para aprimoramento linguístico e coesão textual. Não houve interferência na análise científica, interpretação dos dados ou autoria do texto.

resistência passiva (Sanger et al., 2003; Shortland et al., 2002). Dessa forma, o aumento observado na ADMp pode estar associado à melhora fisiológica do tecido musculotendíneo proporcionada pela TOCE, diminuindo a resistência ao alongamento. Por outro lado, a ADMA depende diretamente de força muscular e controle motor, funções comprometidas na PC. Como esses fatores não se modificaram de forma consistente no presente estudo, ADMA permaneceu relativamente estável entre os momentos avaliados.

No que se refere ao torque, verificou-se que as crianças com PC apresentaram valores inferiores aos observados no grupo com DT. Os valores para o torque e tempo de pico podem não ter sido significativos no estudo devido ao tamanho da amostra, representado por um número reduzido de participantes que conseguiram realizar a dinamometria. Embora o torque não tenha mostrado melhora significativa após TOCE, foi possível identificar que as crianças com PC e DT que não receberam a intervenção apresentaram redução no torque no momento pós, mesmo tendo sido oferecidos intervalos de descanso entre as avaliações com o dinamômetro para minimizar fadiga.

Ainda, foi observado diferente comportamento no GTOC que apresentou um aumento no torque em quase 20% de diferença da condição inicial, mesmo não havendo treinamento para a aquisição de força. Além disso, no grupo que recebeu a aplicação, observou-se uma diminuição significativa no tempo necessário para atingir o pico de torque, indicando possível melhora na eficiência neuromuscular.

O menor torque e TP das crianças com PC comparado as crianças com DT pode ser explicado pelas alterações musculoesqueléticas como fatores como alterações no braço de alavanca, no comprimento muscular, na velocidade de contração e nível de ativação. características da clínica da PC, levando a uma diminuição do torque. A ADM e a produção de torque dependem da capacidade de força dos músculos que atravessam a articulação. Essa capacidade está relacionada principalmente ao comprimento das fibras musculares e ao braço de alavanca, que corresponde à distância perpendicular entre o músculo e o centro de rotação articular. Como o braço de alavanca depende da inserção músculo-óssea, qualquer alteração na arquitetura muscular ou na geometria entre músculos e ossos, como ocorre no encurtamento muscular, modifica esse braço de alavanca e, conseqüentemente, o torque articular (Oatis, 2009).

Dessa forma, o aumento do torque no momento pós para o GTOC deve-se a um dos efeitos da TOCE que é relaxar a musculatura. No encurtamento muscular o sarcômero fica em posição de baixa eficiência com pouca sobreposição de actina e miosina ou sobreposição

Parte desta dissertação foi revisada com auxílio do ChatGPT (OpenAI), utilizado exclusivamente para aprimoramento linguístico e coesão textual. Não houve interferência na análise científica, interpretação dos dados ou autoria do texto.

desfavorável e isso limita o deslizamento na contração muscular, reduzindo a força e torque. Quando a TOCE reduz a rigidez muscular, retorna o músculo ao seu comprimento funcional, onde a relação comprimento-tensão se baseia na sobreposição ideal de actina e miosina que gera máxima tensão, permitindo maior geração de força (Corr; Herzog, 2005; Squire, 2016). Além disso, de acordo com o princípio mecânico  $T = F \times d$  (Hall, 2022) o aumento do braço de alavanca como consequência do alongamento da musculatura e da redução da altura patelar, favorece a geração de torque, e quanto maior o braço de alavanca ou a distância entre a força aplicada e o eixo articular, maior será o torque produzido.

Alguns estudos (Blazevich et al., 2009; Evangelidis et al., 2016; Hori et al., 2020; Balshaw et al., 2021) relataram correlações significativas entre o torque extensor e o tamanho do músculo quadríceps, e entre o torque flexor e o volume dos isquiotibiais, indicando que quanto maior o volume muscular ou a área de secção transversa de um músculo, maior será sua capacidade de produzir força. Quantificando essa relação, tem-se que, para os extensores de joelho, nas contrações isométricas, cerca de 71% da variação de força é explicada pelo tamanho muscular. Já nas contrações concêntricas, essa contribuição diminui para aproximadamente 30%-31%. Para os flexores de joelho, o volume dos isquiotibiais explica cerca de 38% da força nas contrações isométricas e entre 50%-55% nas contrações concêntricas. Vale ressaltar que, nas contrações concêntricas, essa porcentagem tende a diminuir ainda mais devido a fatores adicionais que influenciam a produção de força, como ativação neural, velocidade de execução e coordenação motora, variáveis frequentemente alteradas na condição de PC, o que pode explicar a diferença de torque entre os grupos.

Um estudo com crianças em torno de 10 anos mostra que, segundo exames de ressonância magnética, os músculos dos membros inferiores apresentam tamanho reduzido na PC. Em comparação ao grupo controle, os pacientes têm volumes musculares normalizados significativamente menores, cerca de 26% a menos nos isquiotibiais e 22% a menos no quadríceps. Também foram identificados comprimentos musculares normalizados reduzidos, como no gastrocnêmio, que apresentou  $49\% \pm 3,9\%$  nos pacientes versus  $58\% \pm 5,8\%$  no grupo controle (Oberhofer et al., 2010).

As crianças com PC que não receberam a aplicação tiveram diminuição do torque no momento pós e isso pode ter ocorrido pela fadiga muscular, já que estes não receberam a intervenção, portanto o músculo não passou pelo processo de reparação tecidual.

Um estudo comparou o desenvolvimento da força em crianças de idade entre 7 a 16 anos com PC espástica bilateral (diplélicas e quadriplégicas) e em crianças sem deficiência pela

Parte desta dissertação foi revisada com auxílio do ChatGPT (OpenAI), utilizado exclusivamente para aprimoramento linguístico e coesão textual. Não houve interferência na análise científica, interpretação dos dados ou autoria do texto.

medição da força isométrica de sete grupos musculares utilizando o dinamômetro manual (abdutores e adutores de quadril, extensores e flexores de quadril, extensores e flexores de joelho e dorsiflexores do tornozelo) demonstraram que crianças com PC têm força tanto absoluta quanto relativa diminuída comparadas a pares típicos, sobretudo na adolescência. Além disso, em todas as faixas etárias, as crianças PC apresentaram força significativamente menor que os controles e crianças nos níveis mais graves (GMFCS III e IV) exibiram déficits maiores que os típicos e GMFCS I e II (Darras et al., 2021).

Foi observada falta de valores de referência para crianças com paralisia cerebral, tanto para o torque quanto para o tempo necessário para a geração do pico de força. Essa lacuna dificulta a interpretação clínica dos resultados e reforça a necessidade de pesquisas que incluam essa população e utilizem protocolos específicos para dinamometria manual.

As limitações do estudo estão relacionadas principalmente ao número reduzido de participantes com PC característica comum em estudos com populações clínicas infantis, o que se deveu a fatores como a dependência dos responsáveis pelo transporte até o local de coleta, além dos horários escolares e dos compromissos das crianças em outras instituições de tratamento. Por essa razão fica expressa a necessidade de estudos para a caracterização dessa população, com amostras maiores e protocolos de intervenção mais extensos, a fim de confirmar e ampliar os achados encontrados.

## **5 CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Conclui-se que uma intervenção por TOCE promoveu efeitos positivos imediatos sobre parâmetros musculoesqueléticos relevantes em crianças com PC espástica. A intervenção foi capaz de reduzir significativamente a altura patelar e aumentar a ADMp em crianças com PC. Observou-se uma tendência de melhora no grupo tratado aumento do torque normalizado e pela redução do tempo necessário para alcançar o pico de força, indicando melhora na extensibilidade musculotendínea e na eficiência neuromuscular.

## REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, Gabriel Peixoto Leão *et al.* Q-angle in patellofemoral pain: relationship with dynamic knee valgus, hip abductor torque, pain and function. *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*, v. 51, n. 2, p. 181–186, mar. 2016.
- AL-NEMR, Alaa; KORA, Alaa Noureldeen. Effect of core stabilization versus rebound therapy on balance in children with cerebral palsy. *Acta Neurologica Belgica*, v. 124, n. 3, p. 843–851, 5 jun. 2024.
- BIEDERT, Roland M.; TSCHOLL, Philippe M. Patella Alta: A Comprehensive Review of Current Knowledge. *American journal of orthopedics (Belle Mead, N.J.)*, v. 46, n. 6, p. 290–300, 2017.
- CORR, David T.; HERZOG, Walter. Force recovery after activated shortening in whole skeletal muscle: transient and steady-state aspects of force depression. *Journal of Applied Physiology*, v. 99, n. 1, p. 252–260, jul. 2005.
- DAMIANO, DIANE L. *et al.* Deficits in eccentric versus concentric torque in children with spastic cerebral palsy. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 33, n. 1, p. 117–122, jan. 2001.
- DARRAS, Nicolaos *et al.* Development of Lower Extremity Strength in Ambulatory Children With Bilateral Spastic Cerebral Palsy in Comparison With Typically Developing Controls Using Absolute and Normalized to Body Weight Force Values. *Frontiers in Neurology*, v. 12, 19 mar. 2021.
- DAVIDS, Jon R. *et al.* Patella Alta in Ambulatory Children With Cerebral Palsy: Prevalence and Functional Significance. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, v. 40, n. 10, p. e963–e971, nov. 2020.
- DYMAREK, Robert *et al.* Shock Waves as a Treatment Modality for Spasticity Reduction and Recovery Improvement in Post-Stroke Adults – Current Evidence and Qualitative Systematic Review. *Clinical Interventions in Aging*, v. 15, p. 9–28, jan. 2020.
- DYMAREK, Robert; TARADAJ, Jakub; ROSINCZUK, Joanna. The Effect of Radial Extracorporeal Shock Wave Stimulation on Upper Limb Spasticity in Chronic Stroke Patients: A Single-Blind, Randomized, Placebo-Controlled Study. *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 42, n. 8, p. 1862–1875, ago. 2016.
- FERGUSON, Dean; HUTTON, Brian; DRODGE, Andrea. The Epidemiology of Major Joint Contractures. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, v. 456, p. 22–29, mar. 2007.
- FOWLER, Eileen G. *et al.* Selective voluntary motor control influences knee joint torque, work and power in children with spastic cerebral palsy. *Gait & Posture*, v. 113, p. 151–157, set. 2024.

FREITAS, Eduardo D. S.; KARABULUT, Murat; BEMBEN, Michael G. The Evolution of Blood Flow Restricted Exercise. *Frontiers in Physiology*, v. 12, 2 dez. 2021.

GALÁN-OLLEROS, María *et al.* Does patella lowering as part of multilevel surgery improve knee kinematics in children with cerebral palsy and crouch gait? A meta-analysis of comparative studies. *Journal of Children's Orthopaedics*, v. 18, n. 1, p. 13–25, 14 fev. 2024.

GANJWALA, Dhiren; SHAH, Hitesh. Management of the Knee Problems in Spastic Cerebral Palsy. *Indian Journal of Orthopaedics*, v. 53, n. 1, p. 53–62, 1 fev. 2019.

HALL, Susan J. *Biomecânica Básica*. 8. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2022.

HÖSL, Matthias *et al.* Relationship between radiographic patella-alta pathology and walking dysfunction in children with bilateral spastic Cerebral Palsy. *Gait & Posture*, v. 60, p. 28–34, fev. 2018.

HOWARD, Jason J.; HERZOG, Walter. Skeletal Muscle in Cerebral Palsy: From Belly to Myofibril. *Frontiers in Neurology*, v. 12, 18 fev. 2021.

HUSSEIN, Hisham *et al.* Using Radial Shock Wave Therapy to Control Cerebral Palsy-Related Dysfunctions: A Randomized Controlled Trial. *International Journal of General Medicine*, v. Volume 18, p. 1439–1450, mar. 2025.

ISMST-International Society for Medical Shockwave Treatment ESWT Guidelines. . *[S.l.: S.n.]*. Disponível em: <[www.ismst.com](http://www.ismst.com)>.

JAMES, S. E. Farmer, M. Contractures in orthopaedic and neurological conditions: a review of causes and treatment. *Disability and Rehabilitation*, v. 23, n. 13, p. 549–558, 7 jan. 2001.

KENMOKU, Tomonori *et al.* Degeneration and recovery of the neuromuscular junction after application of extracorporeal shock wave therapy. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 30, n. 10, p. 1660–1665, 27 out. 2012.

LENG, Yan *et al.* The Effects of Extracorporeal Shock Wave Therapy on Spastic Muscle of the Wrist Joint in Stroke Survivors: Evidence From Neuromechanical Analysis. *Frontiers in Neuroscience*, v. 14, p. 1–16, 21 jan. 2021.

LIN, Yongjie; WANG, Guowei; WANG, Bingchen. Rehabilitation treatment of spastic cerebral palsy with radial extracorporeal shock wave therapy and rehabilitation therapy. *Medicine*, v. 97, n. 51, p. e13828, dez. 2018.

MAGEE, David J. ., Manske, Robert C. *Avaliação Musculoesquelética*. 7. ed. Santana de Parnaíba: Editora Manole Ltda, 2023.

MARTÍNEZ, Isabel María *et al.* Effectiveness of Shock Wave Therapy as a Treatment for Spasticity: A Systematic Review. *Brain Sciences*, v. 11, n. 1, p. 15, 24 dez. 2020.

- MENDOZA-SENGCO, Paola; LEE CHICOINE, Caitlin; VARGUS-ADAMS, Jilda. Early Cerebral Palsy Detection and Intervention. *Pediatric Clinics of North America*, v. 70, n. 3, p. 385–398, jun. 2023.
- OATIS, C. A. *Kinesiology: the mechanics & pathomechanics of human movement*. 2. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2009.
- OBERHOFER, K. *et al.* Subject-specific modelling of lower limb muscles in children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, v. 25, n. 1, p. 88–94, jan. 2010.
- OTERO-LUIS, Iris *et al.* Effectiveness of Extracorporeal Shock Wave Therapy in Treatment of Spasticity of Different Aetiologies: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Clinical Medicine*, v. 13, n. 5, p. 1323, 26 fev. 2024.
- ÖZMEN, Tarık *et al.* Comparison of the clinical and sonographic effects of ultrasound therapy, extracorporeal shock wave therapy, and Kinesio taping in lateral epicondylitis. *TURKISH JOURNAL OF MEDICAL SCIENCES*, v. 51, n. 1, p. 76–83, 26 fev. 2021.
- SACCO, ICN *et al.* Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 11, n. 5, p. 411–417, out. 2007.
- SADOWSKA, Małgorzata; SARECKA-HUJAR, Beata; KOPYTA, Ilona. <p>Cerebral Palsy: Current Opinions on Definition, Epidemiology, Risk Factors, Classification and Treatment Options</p>. *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, v. Volume 16, p. 1505–1518, jun. 2020.
- SANGER, Terence D. *et al.* Classification and Definition of Disorders Causing Hypertonia in Childhood. *Pediatrics*, v. 111, n. 1, p. e89–e97, 1 jan. 2003.
- SENARATH, Iresha Dilhari *et al.* The effectiveness of radial extracorporeal shock wave therapy vs transcutaneous electrical nerve stimulation in the management of upper limb spasticity in chronic-post stroke hemiplegia—A randomized controlled trial. *PLOS ONE*, v. 18, n. 5, p. e0283321, 26 maio 2023.
- SHORTLAND, Adam P. *et al.* Architecture of the medial gastrocnemius in children with spastic diplegia. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 44, n. 3, p. 158–163, 13 mar. 2002.
- SOSSAI, Roberto *et al.* Patellar tendon shortening for flexed knee gait in spastic diplegia. *Gait & Posture*, v. 41, n. 2, p. 658–665, fev. 2015.
- SQUIRE, John M. Muscle contraction: Sliding filament history, sarcomere dynamics and the two Huxleys. *Global Cardiology Science and Practice*, v. 2016, n. 2, 5 out. 2016.
- STEELE, Katherine M. *et al.* Compressive tibiofemoral force during crouch gait. *Gait & Posture*, v. 35, n. 4, p. 556–560, abr. 2012.

STOUT, Jean L. *et al.* Distal Femoral Extension Osteotomy and Patellar Tendon Advancement to Treat Persistent Crouch Gait in Cerebral Palsy. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, v. 90, n. 11, p. 2470–2484, nov. 2008.

TIAN, Jinghai *et al.* Computed Tomography Image Segmentation Algorithm to Detect the Curative Effect of Radial Shock Wave Therapy for Knee Osteoarthritis. *Journal of Healthcare Engineering*, v. 2021, p. 1–9, 5 ago. 2021.

XIANG, J. *et al.* Effects of extracorporeal shock wave therapy on spasticity in post-stroke patients: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Journal of Rehabilitation Medicine*, v. 50, n. 10, p. 852–859, 2018.

YANG, En *et al.* Recent Advances in the Treatment of Spasticity: Extracorporeal Shock Wave Therapy. *Journal of Clinical Medicine*, v. 10, n. 20, p. 4723, 14 out. 2021.

## APÊNDICE A – Ficha de Avaliação


 UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
 "JULIO DE MESQUITA FILHO"  
 Campus de Marília

**EFEITO DA TERAPIA POR ONDAS DE CHOQUE NA TEMPERATURA E TORQUE EXTENSOR  
 DE JOELHO EM INDIVÍDUOS COM PARALISIA CEREBRAL**  
**Ficha de avaliação dos voluntários**

Data da avaliação: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Nome: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ Sexo: \_\_\_\_\_ Telefone: \_\_\_\_\_

DN: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_      Peso: \_\_\_ Kg      Altura: \_\_\_ m      Membro dominante: \_\_\_\_\_

História da doença atual:

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Uso de medicamentos:

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**Contraindicações**

( ) Distúrbios de coagulação e/ou circulação (Ex: trombose, hemofilia, hipertensão, doença arterial coronariana, AC);

( ) Erupções cutâneas;

( ) Focos neoplásicos;

( ) Distúrbios de sensibilidade;

( ) Infecções sistêmicas.

( ) Outras doenças neurológicas;

( ) Condições fisiológicas e ortopédicas que impedem a participação.

( ) Terapia prévia com corticoide (6 meses)

( ) Procedimento cirúrgico em qualquer região dos MMII nos últimos seis meses

( ) Deficiência intelectual que impossibilita o entendimento dos procedimentos.

( ) Gestante;

( ) Implante metálico, dispositivo eletrônico;

( ) Sem contraindicações.

**Grupo:**

( ) Controle

( ) Intervenção

( ) Placebo

**ADM:**

( ) Ortostatismo

( ) Supino

**Comprimento do membro inferior**

MID: \_\_\_\_\_ MIE: \_\_\_\_\_ Tibia D: \_\_\_\_\_ Tibia E: \_\_\_\_\_

### Comprimento do tendão patelar

Normalização da altura da patelar dado pela fórmula:

Altura da patela (%) =  $\frac{\text{Distância borda inferior da patela à tuberosidade da tíbia} \times 100}{\text{Distância entre a espinha ilíaca ântero-inferior ao maléolo medial (comprimento do membro inferior)}}$

MID: Pré: \_\_\_\_\_ Pós: \_\_\_\_\_ 1sem: \_\_\_\_\_  
MIE: Pré: \_\_\_\_\_ Pós: \_\_\_\_\_ 1 sem: \_\_\_\_\_

### Dinamometria max / torque

MID:

Força:

Familiarização pré \_\_\_\_\_ pós \_\_\_\_\_ 1 sem pré \_\_\_\_\_ 1 sem pós \_\_\_\_\_  
Pré: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_  
Pós: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_  
1sem: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_

Tempo de pico:

Pré: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_  
Pós: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_  
1sem: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_

Média:

Pré: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_  
Pós: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_  
1sem: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_

MIE:

Força:

Familiarização pré \_\_\_\_\_ pós \_\_\_\_\_ 1 sem pré \_\_\_\_\_ 1 sem pós \_\_\_\_\_  
Pré: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_  
Pós: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_  
1sem: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_

Tempo de pico:

Pré: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_  
Pós: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_  
1sem: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_

Média:

Pré: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_  
Pós: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_  
1sem: 1° \_\_\_\_\_ 2° \_\_\_\_\_ 3° \_\_\_\_\_