

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

**CONTROLE DE FORÇA E TORQUE ISOMÉTRICO EM
CRIANÇAS COM E SEM DESORDEM
COORDENATIVA DESENVOLVIMENTAL**

Márcio Alves de Oliveira

Porto Alegre

2003

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**CONTROLE DE FORÇA E TORQUE ISOMÉTRICO EM
CRIANÇAS COM E SEM DESORDEM COORDENATIVA
DESENVOLVIMENTAL**

*Tese de doutorado apresentada ao
programa de Pós-graduação em
Ciências do Movimento Humano da
ESEF – UFRGS, como requisito
parcial para obtenção do título de
doutor.*

Márcio Alves de Oliveira

Orientador: *Prof. Dr. Ricardo Demétrio de Souza Petersen*

Co-orientador: *Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss*

Porto Alegre

2003

À minha mãe

*A*gradecimentos

Aos meus **pais** e **familiares**, cujo incentivo e apoio sempre foram incondicionais no decorrer da minha carreira acadêmica.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Demétrio de Souza Petersen** (meu “pai gaúcho”), pela oportunidade de cursar o doutorado, por acreditar no meu potencial, e pelos ensinamentos que, certamente, extrapolaram os limites acadêmicos.

Ao **Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss**, pela parceria, pelas inúmeras contribuições durante o processo de realização deste trabalho, e pelo seu incansável caráter incentivador, revelando-se um amigo surpreendente.

Ao **Prof. Dr. Luiz Carlos Gertz**, pela atenção e apoio na consecução dos equipamentos necessários para a realização dos estudos.

Às Professoras **Dra. Jane Elizabeth Clark** e **Dra. Jill Withall**, pelas discussões e contribuições na realização dos estudos experimentais.

Ao **Fernando e familiares**, pela amizade, companheirismo e acolhida no Rio Grande do Sul.

Aos meus irmãos porto-alegrenses, meus amigos: **Cláudia, Cíntia, Flávio e Marines**, por tudo que com eles aprendi e vivi. Obrigado pelo privilégio de conhecê-los e pelo prazer em partilhar, de perto, todos os “nossos” momentos.

À **Profa. Dra. Sidia Callegari Jacques**, pelos seus ensinamentos e assessoria estatística.

À **Denise Soares**, pela amizade e ajuda com as rotinas de programação.

Aos amigos **Ana Carolina, Krás, Camila e Janice**, pela oportunidade da convivência amigável e pela ajuda acadêmica no decorrer do trabalho.

Aos bolsistas **Luciana e Maurício**, pela dedicação e apoio na realização dos estudos.

Aos meus **amigos e colegas do LAPEX**, que, no decorrer deste período, sempre me ensinaram muito. Aos meus **amigos** que, apesar da ausência, sempre estiveram por perto.

À amiga **Prof. Dra. Inara Marques**, pela dedicação e amizade incondicional.

Às **crianças, pais, diretores e professoras**, por acreditarem na realização deste trabalho e por consentirem em participar desta pesquisa.

À **Coordenação de Pós-graduação da ESEF e à UFRGS**, pelo apoio e atenção dispensada durante a realização deste projeto.

À **direção e técnicos – administrativos do LAPEX e da ESEF**, pela atenção e apoio dados na realização deste trabalho.

Às agências **FAPERGS e CNPq**, pelo apoio dado com a concessão de bolsas.

Aos membros da **Banca examinadora**, pela atenção dispensada na avaliação deste trabalho.

Sumário

Lista de Figuras e Tabelas	vii
Resumo	ix
Abstract	x
Introdução	11
Capítulo 1	
<i>Desordem Coordenativa Desenvolvimental</i>	16
Capítulo 2	
<i>Controle de Força e Torque Isométrico em Crianças: Um Estudo Desenvolvimental</i>	36
Capítulo 3	
<i>Controle de Força e Torque Isométrico em Crianças com DCD</i>	70
Capítulo 4	
<i>Síntese e Conclusões</i>	114
Bibliografia Complementar	117
Anexo 1	
<i>Termo de consentimento informado (estudo 1)</i>	120
Anexo 2	
<i>Termo de consentimento informado (estudo 2)</i>	122
Anexo 3	
<i>Calibração da célula de carga</i>	125
Apêndice A	
<i>Transdutor para Medição de Controle de Torque</i>	127
Apêndice B	
<i>Entropia Aproximada</i>	138
Apêndice B	
<i>Variabilidade e Regularidade no Controle de Força de Tarefas Manipulativas</i>	146

***L**ista de figuras e tabelas*

Figura 2.1	<i>Ilustração da tarefa de pressão digital (a); preensão digital em pinça (b); torque em preensão digital (c).</i>	45
Figura 2.2	<i>Ilustração da Célula de Carga.</i>	46
Figura 2.3	<i>Ilustração do transdutor de torque.</i>	47
Figura 2.4	<i>Ilustração da tarefa de pressão digital.</i>	49
Figura 2.5	<i>Ilustração da tarefa de preensão digital em pinça.</i>	50
Figura 2.6	<i>Ilustração da tarefa de torque em preensão digital.</i>	50
Figura 2.7	<i>Valores médios e desvios padrão do coeficiente de variação (CV) agrupados por tarefas (a) e por grupos de idade (b).</i>	56
Figura 2.8	<i>Valores médios e desvios padrão da EnAp agrupados por tarefas (a) e por grupos de idade (b).</i>	57
Figura 2.9	<i>Perfil do espectro de potência médio de cada grupo de idade em cada uma das tarefas investigadas: pressão (a), pinça (b) e torque (c).</i>	59
Figura 2.10	<i>Valores médios e desvios padrão do coeficiente de variação (a) e EnAp (b) agrupados por tarefas, comparados com os resultados de adultos encontrados por OLIVEIRA et al. (2003).</i>	63
Tabela 3.1	<i>Caracterização dos sujeitos</i>	84
Figura 3.1	<i>Ilustração da tarefa de pressão digital (a); preensão digital em pinça (b); torque em preensão digital (c).</i>	85
Figura 3.2	<i>Indicação dos sistemas utilizados para a aquisição dos dados.</i>	85
Figura 3.3	<i>Ilustração da Célula de Carga.</i>	86
Figura 3.4	<i>Ilustração do transdutor de torque.</i>	88
Figura 3.5	<i>Ilustração da tarefa de pressão digital.</i>	91
Figura 3.6	<i>Ilustração da tarefa de preensão digital em pinça.</i>	92
Figura 3.7	<i>Ilustração da tarefa de torque em preensão digital.</i>	93
Figura 3.8	<i>Perfil da atividade de dois músculos agonistas e antagonistas com a área representativa da co-contracção muscular na realização da tarefa de pressão digital.</i>	98
Figura 3.9	<i>Valores médios do coeficiente de variação (CV) de cada grupo, agrupados por tarefas.</i>	99

Figura 3.10	<i>Valores médios da EnAp agrupados por tarefas.</i>	100
Figura 3.11	<i>Perfil do espectro de potência médio de cada grupo em cada uma das tarefas investigadas: pressão (a), pinça (b) e torque (c).</i>	102
Figura 3.12	<i>Valores médios e desvios padrão dos níveis de atividade EMG dos músculos investigados normalizados pela FVM e TVM nas tarefas de pressão (a), pinça (b) e torque (c).</i>	104
Figura 3.13	<i>Valores médios e desvios padrão dos níveis de co-contração muscular calculados para os grupos musculares bíceps x tríceps (a) e flexores x extensores (b) nas diferentes tarefas.</i>	105

*R*esumo

Esta tese teve como objetivos investigar: (1) as mudanças relacionadas à idade no controle de força e torque isométrico em crianças de diferentes idades em três tarefas manipulativas distintas, e (2) as diferenças no controle de força e torque isométrico, assim como nas respostas neuromusculares, entre crianças com e sem DCD de idade relacionadas em três tarefas manipulativas distintas. Neste sentido, foi realizado um ensaio teórico sobre a criança com Desordem Coordenativa Desenvolvimental (DCD), além de dois estudos experimentais que têm em comum a análise da estrutura da resposta do sistema motor em relação à performance das crianças com e sem DCD, em três tarefas manipulativas distintas de controle de força e torque isométrico, contínuo e constante. No primeiro estudo, foram investigadas as mudanças desenvolvimentais no controle motor usando um delineamento transversal de pesquisa com crianças de 7, 9 e 11 anos de idade, as quais foram incentivadas a manter o controle de força e torque durante vinte segundos nas tarefas de pressão digital, preensão digital em pinça e torque em preensão digital. Os resultados demonstraram que a performance melhorou com o avanço da idade, devido à capacidade do sistema sensório-motor apresentar uma resposta mais irregular e com um perfil de frequências mais distribuídas. No segundo estudo, o controle de força e torque entre crianças com e sem DCD, com nove anos de idade, foram investigadas. Os participantes realizaram as mesmas tarefas do estudo desenvolvimental e, além disso, respostas neuromusculares foram mapeadas. Os resultados não revelaram uma variabilidade maior e irregularidade menor no grupo com DCD nas tarefas de pressão digital e preensão digital em pinça. No entanto, na tarefa de controle de torque em preensão digital, foi identificada uma maior variabilidade e menor irregularidade na resposta motora do grupo com DCD. Os resultados da análise das respostas neuromusculares sugerem o uso de estratégias distintas entre os grupos, todavia, tais achados não foram conclusivos.

Palavras Chave: DCD, Desordem motora, desenvolvimento motor, controle motor.

*A*bstract

The purposes of this thesis were to investigate: (1) the changes related to age in the isometric force and torque control in children at different ages in three different tasks, and (2) the differences related to age in the isometric force and torque control, as well as the neuromuscular responses, between two groups of children, with and without Developmental Coordination Disorder (DCD) in three different tasks. In this sense, a theoretical essay about the DCD children was done. Besides that, two experimental studies analyzed the structure of the motor system response related to the performance of children with and without DCD, at three different isometric, continuous and constant force and torque control tasks. In the first study the developmental changes in the motor control were investigated with a cross-sectional design with children of 7, 9 and 11 years old, who were asked to keep force and torque control for twenty seconds in digit press and pinch digit prehension tasks, and torque in pinch digit prehension task. The results showed that the performance improved as the age increased, because of the ability of the sensory-motor system to present a more irregular response and a profile with more distributed frequencies. In the second study, the force and torque control between groups of children with and without DCD of nine years old were investigated. The participants performed the same tasks of the developmental study, and, besides that, neuromuscular responses were identified. The results did not reveal more variability and lower irregularity in the DCD group in the digit press and pinch digit prehension tasks. However, in the torque in pinch digit prehension task more variability and lower irregularity in the motor response of the children with DCD were identified. The results of neuromuscular responses analyses suggest that the groups used different strategies, however, these findings were not conclusive.

Keywords: DCD, motor disorder, motor development, motor control.

*I*ntrodução

No decorrer do processo desenvolvimental, a criança torna-se cada vez mais habilidosa na realização das atividades de vida diária, cujas performances dependem da necessidade de coordenar e controlar os movimentos de forma precisa e apropriada. Isto acontece em decorrência da prática e/ou experiência, tendo em vista a necessidade do indivíduo de realizar movimentos que atendam às demandas do seu próprio organismo, do ambiente e da tarefa. Para muitas crianças isto não é um problema, apesar de seus movimentos serem, freqüentemente, menos habilidosos do que os dos adultos. No entanto, para outras, isto pode caracterizar-se como um sério problema. Algumas crianças apresentam graves dificuldades em coordenar e controlar seus movimentos de maneira adequada. A inconsistência na performance e a imprecisão motora persistem, apesar do seu processo desenvolvimental. Essas crianças destacam-se entre os demais da mesma idade por apresentarem um

comportamento descoordenado, podendo apresentar o que, atualmente, vêm sendo denominada de Desordem Coordenativa Desenvolvimental – DCD (DSM-IV, 1994), o que, no passado, foi denominado de crianças “desajeitadas”, ou, em inglês, *clumsy*.

A DCD pode ser observada na forma desajeitada com que a criança realiza certos movimentos considerados básicos e fundamentais, tais como pegar objetos, engatinhar e sentar, assim como pode ser verificada no atraso do aparecimento de marcos motores em seu curso desenvolvimental. Com o passar dos anos, o comportamento descoordenado evidencia-se na realização de atividades mais complexas que envolvam coordenação óculo-manual, entre segmentos, e/ou de todo o corpo.

O comportamento desajeitado destas crianças é, geralmente, ridicularizado pelos seus pares, criticado por seus professores e até mesmo pelos próprios familiares que, em geral, não estão cientes do problema da criança. Entre as possíveis conseqüências está o desenvolvimento de sintomas secundários, tais como baixa auto-estima, falta de confiança em si próprio, baixo nível de ambição acadêmica e de socialização (GORDON e MCKINLAY, 1980; CRATTY, 1979).

Muitas dessas crianças evitam tentar realizar as atividades que lhes são propostas e, muitas vezes, não conseguem cumprir demandas acadêmicas, esportivas, sociais e emocionais, tornando-se socialmente isoladas (LASZLO e SAINSBURY, 1993). A não participação nos jogos e brincadeiras, justificada pela falta de habilidade motora, gera um círculo vicioso: a criança evita a realização de atividades motoras por medo, diminuindo suas oportunidades de prática, o que, em

contrapartida, agrava, ainda mais, suas dificuldades motoras (JOHNSTON, et al., 1987; WALL et al., 1990).

A não observância do processo de isolamento da criança nas atividades motoras, somada à introjeção de um auto-conceito baseado na sua incapacidade, pode causar efeitos de longa duração, configurando-se como um “problema” para toda a vida. Neste sentido, HENDERSON (1992) cita três razões que devem levar profissionais, pais e professores a se preocuparem com a DCD: a) a DCD pode ser extremamente aflitiva para a criança e seus familiares; b) a DCD é associada com uma alta incidência de problemas comportamentais e sociais, bem como insucesso escolar; e c) o prognóstico não é favorável e, muitas crianças, não se recuperam espontaneamente desta dificuldade. Em resumo, a DCD é considerada uma das principais causas que impede o desenvolvimento acadêmico, social e emocional em níveis adequados (LASZLO e SAINSBURY, 1993).

A necessidade explícita de investimentos acadêmicos, nos diferentes níveis de análise, para o entendimento da DCD depara-se com a natureza heterogênea das dificuldades motoras, o que torna difícil a identificação dos mecanismos responsáveis pelas desordens de coordenação da criança. No nível de análise comportamental, uma das preocupações tem sido a variabilidade no controle motor dessas crianças, cujos estudos vêm buscando respostas que possam subsidiar uma melhor caracterização da desordem e uma seleção mais adequada das estratégias utilizadas nos programas de intervenção motora, seja no contexto de ensino formal da Educação Física escolar, seja no contexto de ensino não formal e de reabilitação.

Para a criança com DCD, a dificuldade em coordenar e controlar seus movimentos evidencia-se, ainda mais, quando as tarefas exigem maior precisão motora. Em tarefas manipulativas tais como escrever, desenhar, abotoar uma camisa, ou, até mesmo, pegar algum objeto, os ajustes estão associados a alterações sutis nos mecanismos neuromusculares reguladores da ação motora, as quais podem ser refletidas na variabilidade da resposta de controle de força dessas crianças.

Os estudos realizados envolvem tarefas de pressão digital e preensão digital em pinça com o intuito de melhor compreender a maior variabilidade na resposta de controle de força manual (digital) da criança com DCD. Todavia, a distinção entre variabilidade e irregularidade na resposta motora não foi, até então, investigada, o que pode permitir o entendimento de como a resposta do sistema sensório-motor muda ao longo do tempo e de suas relações com a performance das crianças. Neste contexto, inserem-se os estudos presentes nesta tese, os quais investigaram, em uma perspectiva desenvolvimental, a relação entre variabilidade e irregularidade no controle motor de crianças com e sem DCD.

Objetivos

1) Investigar as mudanças relacionadas à idade no controle de força e torque isométrico em crianças de diferentes idades, em três tarefas manipulativas distintas.

2) Investigar as diferenças no controle de força e torque isométrico, assim como nas respostas neuromusculares, entre crianças com e sem DCD de mesma idade, em três tarefas manipulativas distintas.

Delineamento da tese

Os capítulos desta tese foram estruturados sob a forma de artigos, conforme sugerido por THOMAS E NELSON (2002). O Capítulo 1 apresenta um ensaio teórico sobre a Desordem Coordenativa Desenvolvidamental com o intuito de caracterizá-la e de relacionar aspectos conceituais, terminológicos e experimentais encontrados na literatura. Nos Capítulos 2 e 3, são apresentados os estudos experimentais realizados. No Capítulo 2, são relatadas diferenças relacionadas à idade no controle de força e torque isométrico em três tarefas distintas, a partir de um delineamento transversal de pesquisa. O capítulo 3 apresenta a análise comparativa entre crianças com e sem DCD, no que se refere ao controle de força e torque isométrico. Em ambos estudos experimentais (Capítulos 2 e 3), a tarefa de controle de torque em preensão digital foi incluída na expectativa de utilizar uma tarefa distinta das já utilizadas em estudos anteriores (pressão digital e preensão digital em pinça). Para isto, um transdutor de torque, cujas características técnicas estão descritas na nota técnica apresentada no Apêndice A, foi desenvolvido. Para a análise da irregularidade da resposta de força e torque isométrico foi utilizado o cálculo da função Entropia Aproximada, cujas operações matemáticas estão detalhadas no Apêndice B. Finalmente, no Apêndice C, consta um estudo realizado com jovens adultos onde foi utilizada a mesma abordagem experimental dos estudos inseridos nos capítulos 2 e 3. Os resultados deste estudo com adultos foram discutidos com os achados no estudo desenvolvimental com crianças.

Capítulo 1

Desordem Coordenativa Desenvolvimental¹

Resumo

Este capítulo apresenta um ensaio teórico sobre a Desordem Coordenativa Desenvolvimental onde aspectos sobre a diversidade de terminologias, problemas de conceituação e índices de prevalência dessa desordem, são observados. A polêmica da identificação da desordem, norteadas pelo uso de métodos distintos de avaliação e critérios de inclusão é explicitada, no sentido de destacar as diferentes abordagens utilizadas pelos pesquisadores na busca de explicar tais déficits motores.

Palavras Chave: DCD, desordem motora, desenvolvimento Motor, coordenação motora.

¹ O conteúdo deste ensaio teórico foi encaminhado para publicação em um livro organizado por Gaya, A. A., cujo tema é o Esporte e a Criança (em impressão).

Introdução:

Os primeiros relatos sobre desordem específica da coordenação motora na literatura datam, provavelmente, de 1911, quando Dupré (citado em DE AJURIAGUERRA e STAMBACK, 1969), refere-se à síndrome da deficiência motora e a define por uma condição congênita e por um comportamento desajeitado do movimento voluntário. No entanto, ORTON, em 1937, foi o primeiro autor a utilizar o termo “desajeitado” (traduzido do original em inglês – *clumsy*), para referir-se às crianças que apresentavam dificuldades em realizar movimentos habilidosos. De acordo com GUBBAY (1975a), essas crianças possuem força física normal e quando avaliadas por testes neurológicos convencionais apresentam sensação e coordenação, mas quando realizam movimentos intencionais eles demonstram dificuldades que não podem ser atribuídas a uma anormalidade mental ou deformidade física.

Segundo HENDERSON (1992), as dificuldades apresentadas são extremamente angustiantes para a criança e seus familiares, além de incidirem em problemas sociais e comportamentais prejudicando-a em suas atividades escolares. Além disso, as crianças podem apresentar problemas associados, tais como hiperatividade, dificuldade de aprendizagem e problemas de conduta (HENDERSON e HALL, 1982).

As conseqüências dessa desordem motora, que ocorre independente de uma condição clínica claramente conhecida e com conseqüências imprevisíveis no comportamento da criança, têm despertado o interesse cada vez maior de estudiosos

das diferentes áreas do conhecimento e, durante as últimas décadas, o volume de pesquisas realizadas com esta população cresceu consideravelmente (HULME e LORD, 1986; SMYTH, 1992; WILLOUGHBY e POLATAJKO, 1995; WRIGHT, 1997; WILSON e McKENZIE, 1998; GEUZE et al. 2001), haja vistos os prejuízos causados no desenvolvimento da criança na realização de suas atividades de vida diária

Terminologia e prevalência da DCD:

Uma das constatações da crescente busca do entendimento das desordens motoras é a diversidade de termos encontrados na literatura especializada para caracterizar a criança desajeitada. Estas crianças têm sido classificadas como portadoras de: a) *Inabilidade Visuo-motora* (BRENNER et al., 1967); b) *Descoordenação Visuo-motora* (WILSON, 1974); c) *Apraxia e Agnosia Desenvolvimental* (WALTON et al. 1962; GUBBAY, 1973); d) *Ataxia Desenvolvimental Apraxica e Agnósica* (GUBBAY, 1978); e) *Dispraxia Desenvolvimental* (AYRES, 1972; DENCKLA, 1984); f) *Dificuldades de Movimento* (SUGDEN e KEOGH, 1990); g) *Disfunção Perceptomotora* (LASZLO et al., 1988); h) *Disfunção Integrativa Sensorial* (HUMPHRIES et al., 1993); i) *Atraso Motor* (HENDERSON, 1994); j) *Síndrome da Criança Desajeitada* (LOSSE et al., 1991), ou ainda crianças: k) *Fisicamente Desajeitadas*; l) *Pobremente Coordenadas* (JOHNSTON et al, 1987); e m) *Desajeitadas* (GORDON, 1969; HENDERSON e

HALL, 1982; HULME e LORD, 1986; van DELLEN e GEUZE, 1988; WRIGHT e SUGDEN, 1996; WILLIAMS e WOOLLACOTT, 1997).

Em decorrência da diversidade de terminologia utilizada pelos autores, a *American Psychiatric Association* (APA), através do *Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorder* (DSMIII-*Revisited*, 1987; DSM IV, 1994), introduziu o termo *Developmental Coordination Disorder* (DCD), identificando as desordens motoras apresentadas por crianças com comportamento desajeitado e, freqüentemente, denominadas de “descoordenadas”, ou *clumsy*, na ausência de uma condição médica conhecida (ex. paralisia cerebral). Além disso, a *World Health Organization*, através da *International Classification of Diseases 10* (ICD 10, 1992), identificou tais desordens com o termo: *Specific Developmental Disorder of Motor Function* (SDD-MF).

No Brasil, a versão do DSM IV foi traduzida como Manual de Diagnóstico e Estatístico de Transtornos Mentais (1995) e, desta forma, traz o termo DCD traduzido como Transtorno do Desenvolvimento da Coordenação (TDC). Diferentemente, PETERSEN (1999) traduziu o termo como Disfunção Coordenativa Desenvolvimental com o interesse de manter a sigla DCD estabelecida pela APA.

Ainda que os termos “transtornos” e “disfunção” possam ser utilizados de forma permutável, neste estudo será adotado o termo Desordem Coordenativa Desenvolvimental, justificado, primeiramente, pelo entendimento que o vocábulo Desordem pode traduzir o termo *disorder* de forma mais direta, objetiva e apropriada, inviabilizando interpretações semânticas diferenciadas. Além disso,

pretende-se, também, manter a sigla DCD já proposta pela APA (1987, 1994), reconhecida internacionalmente e com crescente adoção entre os atuais pesquisadores (HOARE, 1994, MISSIUNA, 1994; SUGDEN e WRIGHT, 1995, 1996; WRIGHT, 1997; WILLOUGHBY e POLATAJKO, 1995; SMYTH e MASON, 1997, 1998a; PIEK e EDWARDS, 1997; LARKIN e PARKER, 1998; GEUZE et al., 2001; RAMOS 2002; RAMOS et al. 2002; OLIVEIRA, et al., 2002; OLIVEIRA e PETERSEN, 2003).

Apesar do termo “desajeitado” (*clumsy*) ser, também, bastante utilizado na literatura em inglês (MISSIUNA et al., 1994), alguns estudiosos têm sugerido que o termo “desajeitado” não é o ideal por carregar uma conotação pejorativa, além de não especificar a desordem a que se refere (JOHNSTON et al., 1987). A tendência no uso da terminologia DCD pode ser evidenciada, ainda, na edição especial do periódico *Adapted Physical Activity Quarterly* de 1994 (Volume 11, N^o. 2), cujo volume foi inteiramente dedicado à publicação de pesquisas sobre Desordem Coordenativa Desenvolvimental (DCD), assim como o volume 17 da *Human Movement Science* (1998) e grande parte do volume 20 (2001).

No manual DSM IV, as desordens motoras são diagnosticadas a partir da constatação de que: a) o desempenho de atividades diárias que exigem coordenação motora está substancialmente abaixo do nível esperado, considerando a idade cronológica e a inteligência medida do indivíduo. O quadro pode manifestar-se por atrasos marcantes em alcançar marcos motores (caminhar, engatinhar, sentar), propensão a deixar cair coisas, ser desajeitado, demonstrar fraco desempenho nos esportes, ou ter caligrafia insatisfatória; b) a perturbação no critério “a” interfere

significativamente no rendimento escolar ou nas atividades da vida diária; c) a perturbação não se deve a uma condição médica geral (paralisia cerebral, hemiplegia, ou distrofia muscular), nem satisfaz os critérios para um Transtorno Invasivo do Desenvolvimento (por exemplo, autista); e d) em presença de retardo mental, as disfunções motoras excedem àquelas geralmente associadas com essa desordem.

Essa desordem é observada em torno de 6% das crianças na faixa etária de 5 a 12 anos (APA, 1994; BRENNER e GILLMAN, 1966; GUBBAY, 1973; SOVIK e MAELAND, 1986), e índices estatísticos similares têm sido observados em diferentes países. Por exemplo, HENDERSON e HALL (1982) identificaram 5% em uma amostra de 400 crianças no Reino Unido, ILOEJE (1987), 5.9% em um grupo de 421 crianças na Nigéria, e van DELLEN e GEUZE (1988), 6% em 1443 crianças na Holanda.

Quando comparados os gêneros, os dados revelam uma incidência maior de DCD entre meninos (GORDON e MCKINLAY, 1980; LOSSE et al., 1991; HENDERSON e HALL, 1982; KEOGH et al., 1979, SOVIK e MAELAND, 1986). Em alguns estudos, o número de meninos ultrapassa o de meninas em mais de 75%. Por exemplo, GORDON e MCKINLAY (1980) obtiveram uma proporção de quatro meninos para uma menina. BRENNER e GILLMAN (1966) e GUBBAY (1975b) encontraram o mesmo número de meninos e meninas com DCD. Apesar de tais constatações, GEUZE e KALVERBOER (1987) destacam a ausência de uma explicação satisfatória para a preponderância masculina.

Identificação da DCD:

Entre os diferentes contrapontos explorados na literatura sobre a identificação da DCD estão os argumentos de SMYTH (1992), que ao se referir aos índices encontrados, afirma que, em alguns casos, este percentual pode incluir crianças com simples atraso no desenvolvimento motor, decorrentes de carência de experiências ou doença temporária.

Outra questão que não pode ser desconsiderada é a utilização de diferentes métodos de avaliação para identificação da criança com DCD, os quais podem resultar no uso de diferentes critérios de inclusão e exclusão (WRIGHT, 1997). Em geral, a inclusão, ou não, destas crianças em grupos de estudos de DCD baseia-se nos resultados de testes motores normativos como *Test of Motor Ability* (GUBBAY, 1973); *Test of Motor Impairment – TOMI – Henderson Revision* (STOTT, et al., 1972; STOTT, et al., 1984); *Bruininks-Oseretsky Test of Motor Proficiency - BOT* (BRUININKS, 1978). Apesar dos testes objetivarem identificar crianças com baixo nível de habilidades motoras, a questão da aprendizagem, ou seja, da vivência motora que a criança possui em virtude de suas experiências, certamente, caracteriza-se como uma variável interveniente e impossível de ser controlada. Se a criança teve uma experiência limitada em atividades de equilíbrio, certamente apresentará déficits neste subteste, mas um ótimo resultado em habilidades manipulativas, caso tenham vivenciado muitas atividades que envolvam esta habilidade.

Na expectativa de aprimorar os testes motores existentes e padronizar uma avaliação com finalidade específica de identificar crianças com DCD, HENDERSON e SUGDEN (1992) propuseram o *Movement Assessment Battery for Children – MABC*, conhecido como *Movement ABC*, que é um instrumento de avaliação normativa, especificamente designado para identificar crianças com prejuízos motores e inclui tarefas de destreza manual, habilidades com bola e de equilíbrio (estático e dinâmico). Atualmente, este teste é considerado o “padrão ouro” para identificação da DCD e tem sido utilizado nos estudos de HENDERSON e BARNETT (1998) e WILSON e MACKENZIE (1998). Além disso, o uso desse teste é recomendado como instrumento de avaliação “preferido” em uma revisão de critérios de diagnóstico para DCD, realizado por GEUZE et al. (2001).

Uma das questões que se impõe no uso de instrumentos de avaliação é o fato dos testes não serem validados para diferentes culturas, o que, certamente, pode ter efeito nos resultados (SMYTH, 1992). Estudos transculturais têm demonstrado diferenças em níveis e fases de aquisição de habilidades motoras das crianças, ao longo do processo desenvolvimental (GOLDBERG, 1972; GUBBAY, 1978; ERHARDT et al., 1987). Não obstante, a decisão sobre o nível de desempenho, ou ponto de corte que será utilizado no teste para classificar crianças com DCD, pode caracterizar-se como outra questão importante. Este ponto de corte tem sido variado, considerando que alguns autores têm utilizado os percentuais de 5% (SCHOEMAKER et al., 1994; WANN et al., 1998; MON-WILLIAMS et al., 1994a), 10% (SMYTH, 1991, 1994), 15% (SMYTH e MASON, 1997, 1998a; SIMS et al., 1996a, 1996b), e 20% (PIEK e COLEMAN-CARMAN, 1995). O escore do

Movement ABC recomendado e utilizado por muitos pesquisadores é igual ou abaixo de 15%, no entanto, a opção pelo escore igual ou abaixo de 5% têm sido considerada uma decisão mais conservadora e recomendada por GEUZE et al. (2001), para minimizar a influência de vários fatores, como por exemplo, o da não validação.

Além dos testes de proficiência motora, alguns estudos incluem em seus critérios de seleção testes neurológicos como o *McCarron Assessment of Neuromuscular Development – MAND* (McCARRON, 1982), ou testes clínicos neurológicos convencionais, como avaliações cognitivas e testes de percepção. RÖSBLAD e VON HOFSTEN (1994) destacam que poucos pesquisadores baseiam-se, exclusivamente, na recomendação de professores ou de especialistas, no entanto, a utilizam como um primeiro passo para o processo de avaliação. A importância do envolvimento dos professores com a criança, os quais passam parte do tempo em sua companhia, também têm sido foco de análise. Neste contexto de investigação análises sobre a habilidade dos profissionais em identificar as crianças com DCD destacam-se entre os objetivos (KEOGH et al.,1979; SOVIK e MAELAND, 1986; PIEK e EDWARDS, 1997).

Neste debate acadêmico, onde rótulos e critérios são oferecidos para as desordens motoras e, internacionalmente reconhecidos pela Organização Mundial de Saúde, os mecanismos subjacentes ou processos responsáveis por tal desordem são, ainda, desconhecidos. Apesar de muitos trabalhos tentarem revelar a razão e os mecanismos subjacentes dos déficits da criança com DCD, muitas perguntas ainda permanecem, e questões como as diferentes denominações (nomenclatura), os métodos de avaliação, as classificações e sub-tipos empregados, caracterizam-se

como problemas decorrentes da carência de investigações longitudinais e metodologias mais adequadas (PETERSEN, 1999).

Abordagens de pesquisa com DCD:

No intuito de responder aos diversos questionamentos que circundam as desordens motoras, diferentes metodologias vêm sendo empregadas envolvendo uma variedade de tarefas motoras. Alguns estudos têm focalizado os aspectos gerais de percepção do movimento (LASZLO e BAIRSTOW, 1989; LASZLO e SAINSBURY, 1993; RÖSBLAD e von HOFSTEN, 1992), e outros abordam aspectos específicos da percepção visual (DWYER e McKENZIE, 1994; HENDERSON et al., 1994; MON WILLIAMS et al., 1994a, 1994b; FLETCHER FLINN et al. 1997; WILSON et al. 1996; SHOEMAKER, et al., 2001). Tais análises confirmam a hipótese de que a criança com prejuízos motores tem dificuldades com o processamento visual da informação, no entanto a relação de causa única não pode ser estabelecida, pois, dois ou mais déficits (ex. motor – visual), podem co-existir sem que os estudos consigam isolar tais variáveis (HENDERSON, 1993).

No que se refere aos estudos que envolvem a percepção cinestésica (BAIRSTOW e LASZLO, 1981; LASZLO e BAIRSTOW, 1983; NEWNHAM e McKENZIE, 1993; MON WILLIAMS et al., 1994a, 1994b; SIMS, 1996a, 1996b; SMYTH e MASON, 1998b; COLEMAN et al., 2001), os autores, em geral, afirmam que as crianças com DCD têm desempenhos significativamente piores do que as crianças do grupo controle em tarefas envolvendo percepção cinestésica, podendo,

contudo, encontrar maiores dificuldades no componente motor e em demandas particulares de processamento cinestésico.

Outras investigações têm focalizado o aspecto motor dessas tarefas, tais como a coordenação bimanual (CERMAK et al., 1990; GEUZE e KALVERBOER, 1993; HUH et al. 1998; BARNETT e HENDERSON, 1994; VOLMAN e GEUZE, 1998a, 1998b) e a lateralidade (BISHOP, 1980, 1990; ARMITAGE e LARKIN, 1993), entre os quais, fatores como os parâmetros temporais, de amplitude de movimento e variabilidade da resposta motora, têm sido caracterizados como variáveis de análise e subsidiam discussões acerca dos fatores que causam os déficits motores e, até mesmo, da identificação de sub-tipos.

Neste contexto inserem-se também os estudos de controle postural (WILLIAMS et al., 1983; WILLIAMS e WOOLLACOTT, 1997; WILLIAMS e CASTRO, 1997), de controle de ritmo manual (GEUZE e KALVERBOER, 1987, 1994; LUNDY-EKMAN, 1990; LUNDY-EKMAN et al., 1991; WILLIAMS et al., 1992; VOLMAN, 1997; HILL E WING, 1999; PIEK e SKINNER, 1999) e, finalmente, os estudos sobre controle de força de tarefas manipulativas, os quais buscam explicar as diferenças encontradas na variabilidade da resposta de controle de força de crianças com e sem DCD (LUNDY-EKMAN, 1990; LUNDY-EKMAN et al., 1991; HILL E WING, 1998, 1999; PIEK e SKINNER, 1999; PEREIRA et al., 2001).

As diferentes abordagens de pesquisa citadas buscam, sobretudo, o entendimento das dificuldades apresentadas na coordenação e controle motor dessas

crianças identificadas com DCD com intuito, não somente, de melhor estabelecer critérios de diagnóstico, mas também, de buscar subsidiar programas de intervenção educacionais e terapêuticos.

Referências Bibliográficas:

AMERICAN PSYCHIATRIC ASSOCIATION. *Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders – DSM-III*. Washington, DC; 1987.

AMERICAN PSYCHIATRIC ASSOCIATION. *Diagnostic and statistical manual of mental disorders – DSM IV*. Washington, DC; 1994.

ARMITAGE, M.; LARKIN, D. Laterality, motor asymmetry and clumsiness in children. *Human Movement Science*. v. 12, p. 155-177, 1993.

AYRES, J. A. *Sensory Integration and Learning Disorders*. Los Angeles, *Western Psychological Services*, 1972.

BAIRSTOW, P. J.; LASZLO, J. I. Kinaesthetic sensitivity to passive movements in children and adults, and its relationship to motor development and motor control. *Developmental Medicine and Child Neurology*. v. 23, p. 606-616, 1981.

BARNETT, A.; HENDERSON, S. E. Buttoning as a prototype of bimanual coordination – some observations on clumsy children. In: van ROSSUM, J. H. A; LASZLO, J. I. (eds.). *Motor Development: Aspects of normal and delayed development*. Amsterdam: V. U. Press, p.99-115, 1994.

BISHOP, D. V. M. Handedness, clumsiness and cognitive ability. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 22, p. 569-579, 1980.

BISHOP, D. V. M. Handedness, clumsiness and developmental language disorder. *Neuropsychologia*, v. 28, p. 681-690, 1990.

BRENNER, M. W.; GILLMAN, S. Visuomotor ability in school children – a survey. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 8, p. 686 – 703, 1966.

BRENNER, M. W., GILLMAN, S., ZANGWILL, O. L.; FARREL, M. Visuo-motor disability in school children. *British Medical Journal*, v. 4, p. 259-262, 1967.

BRUININKS, R. H. *Bruininks- Oseretsky test of motor proficiency*. Minosota: American Guidance Service, 1978.

CERMAK, S. A.; TRIMBLE, H. CORYELL, J.; DRAKE, C. Bilateral motor coordination in adolescents with and without learning disabilities. *Physical and Occupational Therapy in Pediatrics*, v. 10, p. 5-18, 1990.

COLEMAN, R.; PIEK, J. P.; LIVESEY, D. J. A longitudinal study of motor ability and kinaesthetic acuity in young children at risk of developmental coordination disorder. *Human Movement Science*, v.20, p.95-110, 2001.

DE AJURIAGUERRA, J.; STAMBAK, M. Developmental dyspraxia and psychomotor disorders. In VINKEN, P.; BRUYN, G. (Eds.), *Handbook of clinical neurology*. Amsterdam: North-Holland, 1969. v.4.

DENCKLA, M. B. Developmental Dyspraxia: The clumsy child. In LEVINE, M. D.; SATZ, P. (Eds.). *Middle Childhood: Development and dysfunction*. Boston: University Park Press, 1984. p. 245-260.

DWYER, C.; MCKENZIE, B. E. Impairment of visual memory in children who are clumsy. *Adapted Physical Activity Quarterly*, v. 11, p. 179-189, 1994.

ERHARDT, P.; MCKINLAY, I.; BRADLEY, G. Coordination screening for children with and without moderate learning difficulties: further experience with Gubbay's test. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 29, p. 666-673, 1987.

FLETCHER FLINN, C.; ELMES, H.; STRUGNELL, D. Visual-perceptual and phonological factors in the acquisition of literacy among children with congenital developmental coordination disorder. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 39, p. 158-166, 1997.

GEUZE, R. H.; JOGMANS, M. J., SCHOEMAKER, M. M.; SMITS-ENGELSMAN, B.C.M.. Clinical and research diagnostic criteria for developmental coordination disorder: a review and discussion. *Human Movement Science*. v.20, p.7-47, 2001.

GEUZE, R. H.; KALVERBOER, A. F. Inconsistency and adaptation in timing of clumsy children. *Journal of Human Movement Studies*, v. 13, p. 421-432, 1987.

GEUZE, R. H.; KALVERBOER, A. Bimanual rhythmic coordination in clumsy and dyslexic children. In: VALENTI, S. S. e PITTINGER, J. B. *Studies in perception and action II*. Hillsdale, NJ: Erlbaum, p. 24 – 28, 1993.

GOLDBERG, S. Infant care and growth in urban Zambia. *Human Development*, v.15, p. 77-89, 1972.

GORDON, N. S. Helping the clumsy child in school. *Special Education*, v. 58, p. 19-20, 1969.

GORDON, N.; McKINLAY, I. Who are clumsy children? In GORDON N. e McKINLAY, I. (Eds.) *Helping clumsy children*. Edinburgh, UK: Churchill Livingstone, 1980.

GUBBAY, S. S. A standardized test battery for the assessment of clumsy children. *Proceedings of the Australian Association of Neurologists*, v. 10, p. 19 – 25, 1973.

GUBBAY, S. S. Clumsy children in normal schools. *The Medical Journal of Australia*, v. 1, p. 233-236, 1975a.

GUBBAY, S. S. The clumsy child. A study of developmental apraxic and agnostic ataxia. *Major Problems in neurology*. London: Saunders Co. Ltd., 1975b. v. 5.

GUBBAY, S. S. The management of developmental apraxia. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 20, p. 643-646, 1978.

HENDERSON, S. E. Motor developmental and minor handicap. In: KALVERBOER, A. F., HOPKINS, B.; GEUZE, R. H. (eds.). *Motor Development in Early and Later Childhood: Longitudinal Approaches*. Cambridge: Cambridge University Press, p. 286-306, 1993.

HENDERSON, S. E. e HALL, D. Concomitants of clumsiness in young children. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 24, p. 448-460, 1982.

HENDERSON, S. E. Clumsiness or developmental coordination disorder: a neglected handicap. *Current Pediatrics*, v. 2, p. 158 – 162, 1992.

HENDERSON, S. E. Developmental coordination disorder. *Adapted Physical Activity Quarterly*, v. 11, p. 2, 1994.

HENDERSON, S. E.; SUGDEN, D. A. *Movement Assessment Battery for Children*. London: The Psychological Corporation, 1992.

HENDERSON, S. E. ; BARNETT, A. L. The Classification of specific motor coordination disorders in children: some problems to be solved. *Human Movement Science*, v. 17, p. 449 –470, 1998.

HENDERSON, S. E., BARNETT, A.; HENDERSON, L. Visuospatial difficulties and clumsiness: on the interpretation of conjoined deficits. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, v. 35, p. 961-969, 1994.

HILL, E. L.; WING, A. M. Developmental disorders and the use of grip force to compensate for inertial forces during voluntary movement: In: CONNOLLY, K. C. (ed.). *The Psychobiology of the hand*. London: Mac Keith Press, 1998, p. 199-212.

HILL, E. L.; WING, A. M. Coordination of grip force and load force in developmental coordination disorder: a case study. *Neurocase*, v. 5, p. 537-544, 1999.

HOARE, D. Subtypes of developmental coordination Disorder. *Adapted Physical Activity Quarterly*, v. 11, p. 158-169, 1994.

HUH, J. WILLIAMS, H. S.; BURKE, J. R. Development of bilateral motor control in children with developmental coordination disorders. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 40, p. 474-484, 1998.

HULME, C.; LORD, R. Clumsy children: a review of recent research. *Child: Care, Health and Development*, v. 12, p. 257-269, 1986.

HUMPHRIES, T. W., SNEIDER, L.; Mc DOUGAL, B. Clinical evaluation of the effectiveness of sensory integrative and perceptual motor therapy in improving sensory integrative function in children with learning disabilities. *Occupational Therapy Journal of Research*, v.13, p. 163-162, 1993.

ILOEJE, S. O. Developmental apraxia among Nigerian children in Enugu, Nigeria. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 29, p. 502 – 507, 1987.

JOHNSTON, O.; SHORT, H.; CRAWFORD, J. Poorly coordinated children: a survey of 95 cases. *Child: Care, Health and Development*, v. 13, p. 361 –367, 1987.

KEOGH, J. F.; SUGDEN, D. A.; REYNARD, C. L.; CALKINS, J. A. Identification of clumsy children: comparison and comments. *Journal of Human Movement Studies*, v. 5, p. 32-41, 1979.

LARKIN, D.; PARKER, H. E. Teaching landing to children with developmental coordination disorder. *Pediatric Exercise Science*, v. 10, p. 123-136, 1998.

LASZLO, J. I.; BAIRSTOW, P. J. Kinaesthesia: its measurement training and relationship to motor control. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, v. 35, p. 411-421, 1983.

LASZLO, J. I.; BAIRSTOW, P. J. Process oriented assessment and treatment of children and perceptual-motor dysfunction. In: LOVIBOND, P. F. e WILSON, H. P. (eds.). *Clinical and Abnormal Psychology*. Amsterdam: North Holland, p. 311-318, 1989.

LASZLO, J. I.; SAINSBURY, K. M. Perceptual-motor development and the prevention of clumsiness. Motor control and sensory-motor integration. *Psychological Research* v. 55, p. 167-174, 1993. Special issue.

LASZLO, J. I.; BAIRSTOW, P. J.; BARTRIP, J.; ROLFE, U. T. Clumsiness or perceptuo-motor dysfunction? In COLLEY, A.; BEECH, J. (Eds.), *Cognition and Action in Skilled Behavior*,. Amsterdam: New Holland, 1988, p. 293-316.

LOSSE, A.; HENDERSON, S. E.; ELLIMAN, D.; HALL, D.; KNIGHT, E.; e JONGMANS, M. Clumsiness in children - Do they grow out of it? A 10-year follow-up study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 33, p. 55-68, 1991.

LUNDY-EKMAN, L. *Soft Neurological Signs in Clumsy Children: Indicators of Timing and Force Control Dysfunction*: Dissertation (Doctored in Physical Education and Human Movement Studies). University of Oregon, Oregon, 1990.

LUNDY-EKMAN, L.; IVRY, R.; KEELE, S.; WOOLLACOTT, M. Timing and force control in clumsy children. *Journal of Cognitive Neuroscience*, v. 13, n.4, p. 367-376, 1991.

McCARRON, L. T. *McCarron Assessment of Neuromuscular Development*. Dallas: Common Market, 1982.

MISSIUNA, C. Motor skill acquisition in children with developmental coordination disorder. *Adapted Physical Activity Quarterly*, v. 11, p. 214-235, 1994.

MISSIUNA, C., KEMPTON, K.; O'LEARY, C. *Developmental coordination disorder: A reconciliation of terms*. Unpublished manuscript, McMaster University, 1994.

MON-WILLIAMS, M. A.; PASCAL, E.; WANN, J. P.. Ophthalmic factors in developmental coordination disorder. *Adapted Physical Activity Quarterly*, v. 11, p. 170-178, 1994a.

MON-WILLIAMS, M. A.; WANN, J. P.; PASCAL, E.. Visual - proprioceptive mapping in developmental coordination disorder. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 41, p. 247-254, 1994b.

NEWNHAM, C.; McKENZIE, B. E. Cross-modal transfer of sequential visual and haptic shape information by clumsy children. *Perception*. v. 22, p. 1061-1073, 1993.

OLIVEIRA, M. A.; CARLUCCI, L. B.; LOSS, J. F.; PETERSEN, R. D. S. Respostas neuromusculares em tarefas manipulativas de controle de força em crianças com DCD – Um estudo piloto. In: Seminário de Comportamento Motor, III., 2002, Gramado. *Anais do III Seminário de Comportamento Motor*. Gramado. UFRGS, 2002.

OLIVEIRA, M. A.; PETERSEN, R. D. S. Desordens motoras na aprendizagem do esporte, In: GAYA, A. A. (org.), *A criança e o esporte 2003*. Em impressão.

ORTON, S. T. *Reading, writing and speech problems in children*. New York: Norton, 1937.

PEREIRA, H. S.; LANGDREN, M.; GILLBERG C. FORSSBERG, H.. Parametric control of fingertip forces during precision grip lifts in children with DCD (developmental coordination disorder) and DAMP (deficits in attention motor control and perception). *Neuropsychologia*. v. 39, p. 478-488, 2001.

PETERSEN, R. D. S. A criança com Disfunção Coordenativa Desenvolvimental. *Perfil*, Porto Alegre, v. 3, p. 42-50, 1999.

PIEK, J. P.; COLEMAN-CARMAN, R. Kinaesthetic sensitivity and motor performance of children with developmental co-ordination disorder. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 37, p. 976-984, 1995.

PIEK, J. P.; EDWARDS, K. The identification of children with developmental coordination disorder by class and physical education teachers. *British Journal of Educational Psychology*, v. 67, p. 55-67, 1997.

PIEK, J. P.; SKINNER, R. A.. Timing and Force Control During a Sequential Tapping Task in Children With and Without Motor Coordination Problems. *Journal of the Neuropsychological Society*, v. 5, p. 320-329, 1999.

RAMOS, M. *Parâmetros cinemáticos e temporais da habilidade de alcançar para pegar em crianças com Desordem Coordenativa Desenvolvimental (DCD)*. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano). Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre. Dissertação de mestrado, 2002.

RAMOS, M.; OLIVEIRA, M. A.; LOSS, J. F.; PETERSEN, R. D. S. Habilidade de alcançar para pegar em crianças com DCD. In: Seminário de Comportamento Motor, III., 2002, Gramado. *Anais do III Seminário de Comportamento Motor*. Gramado. UFRGS, 2002.

RÖSBLAD, B.; von HOFSTEN, C. Perceptual control of manual pointing in children with motor impairments. *Physiotherapy and Practice*, v. 8, p. 223-233, 1992.

RÖSBLAD, B.; von HOFSTEN, C. Repetitive goal-directed arm movements in children with developmental coordination disorder: Role of visual information. *Adapted Physical Activity Quarterly*, v. 11, p. 190-202, 1994.

SCHOEMAKER, M. M.; HIJKEMA, M. G. J.; e KALVERBOER, A. F. Physiotherapy for clumsy children: an evaluation study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 36, p. 143-155, 1994.

SCHOEMAKER, M. M.; van der WESS; FLAPPER, B.; VERHEIJ-JANSEN, N.; SCHOLTEN-JAERGS, S.; GEUZE, R.H. Perceptual skills of children with developmental coordination disorder, *Human Movement Science* v. 20, p. 11-113, 2001.

SIMS, K.; HENDERSON, S. E.; HULME, C.; MORTON. J. The remediation of clumsiness, I: An evaluation of Laszlo's kinaesthetic approach. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 38, p. 976-987, 1996a.

SIMS, K.; HENDERSON, S. E.; MORTON, J.; HULME, C. The remediation of clumsiness, II: Is kinaesthesia the answer? *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 38, p. 998-997, 1996b.

SMYTH, M. M.; MASON, U. C. Direction of response in aiming to visual and proprioceptive targets in children with and without Developmental Coordination Disorder. *Human Movement Science*, v. 17, p. 515-539, 1998a.

SMYTH, M. M. e MASON, U. C. Use of proprioception in normal and clumsy children. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 40, p. 672-681, 1998b.

SMYTH, M. M.; MASON, U. C. Planning and execution of action in children with and without developmental coordination disorder. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, v. 38, p. 1023-1037, 1997.

SMYTH, T. R. Abnormal clumsiness in children: a defect of motor programming? *Child: care, health and development*, v. 17, p. 283-294, 1991.

SMYTH, T. R. Impaired motor skill (clumsiness) in otherwise normal children: A review. *Child: care, health and development*, v. 18, p. 283-300, 1992.

SMYTH, T. R. Clumsiness in children: a defect of kinaesthetic perception? *Child: care, health and development*, 20, p. 27-36, 1994.

SOVIK, N.; MAELAND, A. F. Children with motor problems. *Scandinavian Journal of Educational Research*, v. 30, p. 39-53, 1986.

STOTT, D. H.; MOYES, F. A.; HENDERSON, S. E. *The Test of Motor Impairment*. San Antonio, TX: Psychological Corporation, 1972.

STOTT, D. H.; MOYES, F. A.; HENDERSON, S. E. *The Test of Motor Impairment*. San Antonio, TX: Psychological Corporation, 1984.

SUGDEN, D. A.; KEOGH, J. F. *Problems in movement skill development*. Columbia: University of South Carolina, 1990.

SUGDEN, D. A.; WRIGHT, H. C. *Helping your child with movement difficulties*. Leeds: Harpers, 1995.

SUGDEN, D. A.; WRIGHT, H. C. Curricular entitlement and implementation for all children. In: ARMSTRONG, N. (Ed.) *New Directions in Physical Education*. London: Cassells, 1996, p. 110 – 130. v. 3 Change and Innovation.

Van DELLEN, T.; e GEUZE, R. H. Motor responses processing in clumsy children. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, v. 29, p. 489-500, 1988.

VOLMAN, M. J. M.; GEUZE, R. H. Stability of rhythmic finger movements in children with a developmental coordination disorder. *Motor Control*, v. 2, p. 34-60, 1988a.

VOLMAN, M. J. M.; GEUZE, R. H. Relative phase stability of bimanual and visomotor rhythmic coordination patterns in children with a developmental coordination disorder. *Human Movement Science*, v. 17, p. 541-572, 1988b.

VOLMAN, M. J. M. *Rhythmic coordination dynamic in children with and without a developmental coordination disorder*: Dissertation (Doctored in Psychology, Pedagogy and sociology). University of Groningen. Groningen, German, 1997.

WALTON, J. N.; ELLIS, E.; COURT; S. D. M. Clumsy children: Developmental apraxia and agnosia. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 85, p. 603-612, 1962.

WANN, J. P.; MON-WILLIAMS, M.; RUSHTON, K. Postural control and coordination disorders: The swing room revisited. *Human Movement Science*, v. 17, p. 491-513, 1998.

WILLIAMS, H. G.; WOOLLACOTT, M. Characteristic of neuromuscular responses underlying posture control in clumsy children. In: CLARK, J. E.; HUMPHREY, J. H. (Eds.). *Motor Development: Research e Reviews*, NASPE, 1997, v. 1.

WILLIAMS, H. G.; WOOLLACOTT, M. H.; IVRY, R. Timing and motor control in clumsy children. *Journal of Motor Behavior*, v. 24, p. 165-172, 1992.

WILLIAMS, H. G.; FISCHER, J. M.; TRITSCHLER, K. A. Descriptive analysis of static postural control in 4, 6 and 8 years old normal and motorically awkward children. *American Journal of Physical Medicine*, v. 62, n 1, p. 12-26, 1983.

WILLIAMS, H. G.; CASTRO, A. Timing and force characteristics of muscle activity: postural control in children with and without developmental coordination disorders. *The Australian Educational and Developmental Psychologist* , v.14, n. 1, 1997.

WILLOUGHBY, C.; POLATAJKO, H. J. Motor problems in children with developmental coordination disorder: Review of literature. *American Journal of Occupational Therapy*, v. 49,p. 787-794, 1995.

WILSON, P. H.; MARUFF, P; McKENZIE, B. E. Covert orienting of visuospatial attention in children with developmental coordination disorder. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 39, p. 736-745, 1996.

WILSON, P. H.; McKENZIE, B. E.; Information Processing Deficits Associated With Developmental Coordination Disorder: A Meta-analysis of Research Findings. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, v. 39, p. 829-840, 1998.

WILSON, R. G. The clumsy child. *Midwife and Health Visitor*, v. 10, p. 53-55, 1974.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. *International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems*: ICD – 10, 10th ed., Geneva, 1992. v. 1.

WRIGHT, H. C. Children with Developmental Coordination Disorder – A review. *European Journal of Physical Education*, v. 2, p. 5 – 22, 1997.

WRIGHT, H. C.; SUDGEN, D. A. The nature of developmental coordination disorder: Inter- and intra-group differences. *Adapted Physical Activity Quarterly*, v. 13, p. 357-371, 1996.

Capítulo 2

Controle de Força e Torque Isométrico em Crianças:

Um Estudo Desenvolvimental

Resumo

Diferenças relacionadas à idade no controle de força e torque isométrico em crianças de idade escolar foram investigadas. Quarenta e oito crianças de 7, 9 e 11 anos de idade, tentaram manter força e torque isométrico durante vinte segundos nas tarefas de pressão digital, preensão digital em pinça e torque em preensão digital. Os resultados oferecem evidências de que a performance no controle de força e torque de tarefas manipulativas melhora com o avanço da idade devido à capacidade do sistema sensório-motor de apresentar uma resposta mais irregular ao longo do processo desenvolvimental.

Palavras Chave: controle de força, preensão, força isométrica, desenvolvimento motor.

2.1 Introdução

A precisão na manipulação de pequenos objetos requer coordenação e controle das forças aplicadas sobre o objeto, cujas características de peso, forma e superfície de contato dos dedos com o objeto, captadas pelo sistema sensorial através da visão e receptores cinestésicos, permitem ao sistema nervoso o uso de informações necessárias aos ajustes neuromusculares, produzindo uma resposta motora controlada e ajustada às reais demandas ambientais.

Na área de controle motor, um dos interesses dos pesquisadores é investigar o controle destas forças aplicadas sobre a superfície do objeto, com o intuito de compreender as mudanças relacionadas à idade no desenvolvimento da preensão habilidosa, assim como os mecanismos subjacentes que viabilizam a precisão e o controle da força de preensão.

Ao atingir a idade escolar, a criança já é capaz de regular, por exemplo, a força muscular suficientemente bem, para realizar uma variedade de habilidades amplas e finas com aparente facilidade e precisão, mas seus movimentos são, geralmente, caracterizados por um maior grau de variabilidade quando comparados com crianças mais velhas e adultos. Com o avanço na idade, o grau de variabilidade exibido nos movimentos tende a diminuir (HAYWOOD, 2001).

Alguns estudos vêm utilizando o paradigma da perseguição visuo-motora, baseados em uma abordagem de análise de sistemas, advindos do campo da engenharia elétrica e da física. Nestes experimentos, os pesquisadores, em geral,

utilizam tarefas de precisão motora com alvos preditos e não preditos, ou seja, com e sem *feedback* visual (PEW e RUPP, 1971; DUNHAM et al., 1985; MOUNOUD et al., 1985; VAN DER MEULEN et al., 1990; ZANONE, 1990). Os estudos de MOUNOUD et al. (1985); VAN DER MEULEN et al. (1990); e ZANONE (1990) focaram, especificamente, questões desenvolvimentais e, para fins de análise, utilizaram tarefas de regulação de força isotônica.

No entanto, uma das críticas apresentadas aos estudos de controle de força de preensão que utilizam tarefas isotônicas é que a tarefa maior dos sujeitos não é somente realizar ajustes a um alvo padrão, mas também, ajustar-se às demandas espaciais e temporais da atividade enquanto processa informações sensoriais multimodais - visual, proprioceptiva e tátil (LAZARUS, et al., 1995). Nas tarefas isométricas, ao contrário, não existem movimentos relacionados à mudança no comprimento dos músculos envolvidos para produzir informação do fuso neuromuscular (como poderia ser o caso do movimento isotônico). Por conseguinte, a informação proprioceptiva primária dos membros origina da tensão produzida pela junção músculo - tendínea. Na tarefa isométrica, o julgamento perceptivo também deve ser baseado nas informações visuais, proprioceptivas e táteis, ao mesmo tempo em que se produz uma resposta isométrica contínua demandando ajustamentos de força em função do tempo. No entanto, esta tarefa não requer o controle das propriedades inerciais dos membros, o que torna a regulação da força isométrica mais fácil do que a isotônica.

Baseado nesta premissa, LAZARUS et al. (1995) investigaram as diferenças entre as idades na regulação de força isométrica a partir do paradigma da perseguição

viso-motora em crianças de 5 a 7 anos, 9 a 11 anos e em jovens adultos, utilizando-se de uma tarefa de controle de força de preensão em pinça. Foi escolhido o uso de um alvo não sinuoso o que, ao contrário, poderia requerer do sujeito a regulação de quantidades diferentes de força no decorrer da tentativa. Além disso, foram oferecidas várias tentativas, sendo que na primeira delas, o alvo não foi predito e, no decorrer das demais, o mesmo tornou-se predito baseado na informação armazenada na memória dos sujeitos. Outro aspecto do controle motor investigado foi a transferência bilateral, para a qual as autoras esperavam que crianças mais jovens demonstrassem níveis menores de transferência bilateral do que as crianças mais velhas e os adultos. Os resultados demonstraram que tanto as crianças, quanto os adultos, melhoraram significativamente sua performance na regulação da força no decorrer das tentativas. As crianças mais velhas diferiram dos adultos na capacidade de modular refinadamente a força, e as crianças mais novas diferiram marcadamente em suas performances quando comparadas entre si, pois foram extremamente variáveis. No que se refere à transferência bilateral, todos os grupos foram capazes de realizar a tarefa praticada com eficiência com a mão contralateral de forma inequívoca e os achados confirmaram a premissa de que as crianças mais novas demonstrariam níveis menores de transferência bilateral do que as mais velhas e adultos, revelando também sua relação de dependência da idade.

Fundamentados em outro pressuposto teórico, de que as mudanças na performance motora relacionada à idade, no decorrer da infância, têm sido frequentemente atribuídas à redução do ruído no sistema sensório-motor (CONOLLY, 1970; PRECHLT, 1970; SALMONI, 1983; THOMAS et al., 2000),

DEUTSCH e NEWELL (2001) investigaram melhorias relacionadas com a idade na performance motora das crianças na produção de força isométrica em uma tarefa manipulativa. O estudo envolveu a participação de grupos de crianças de 6, 8 e 10 anos de idade e um grupo de jovens adultos, os quais foram solicitados a realizar contrações de força isométrica constante com o dedo indicador em três níveis de força relativos distintos, com e sem *feedback*. Os resultados revelaram que a performance, avaliada através das flutuações na amplitude do sinal da resposta de força, melhorou com o aumento da idade. O sinal da resposta de força exibiu aumentada irregularidade, quando mensurada através do cálculo da Entropia Aproximada, e um perfil de frequência mais expandido com o aumento da idade sob condições com *feedback*, todavia, não foram encontradas diferenças entre as idades na irregularidade do sinal de força e no perfil de frequência sob condições sem *feedback*. Os autores concluíram que a performance melhora com a idade devido à capacidade atingida pelo sistema sensório-motor de organizar apropriadamente sua resposta motora conforme as demandas impostas pela tarefa, ao contrário da redução do ruído no sistema. Segundo os autores, estes achados contradizem a visão tradicional de que o ruído no sistema sensório-motor diminui com o avanço da idade na infância.

Este ruído no sistema sensório-motor, tradicionalmente, vem sendo interpretado como responsável pela variabilidade mensurada nas respostas motoras (FITTS, 1954; SCHMIDT et al., 1979). Admite-se que a informação é transmitida através de um canal ou sistemas de canais com um ruído adicional. Desta forma, a quantidade de variabilidade comportamental mensurada, por exemplo, pelo desvio

padrão de uma resposta motora particular, é assumida como reflexo da quantidade de ruído do sistema (SLIFKIN E NEWELL, 1998). Como o ruído é irrelevante para a resposta motora intencional e provoca interferências na performance do executante, admite-se, nesta visão, que ele precise ser reduzido, diminuindo a variabilidade e melhorando a performance e precisão do movimento (NEWELL e CORCOS, 1993; SLIFKIN e NEWELL, 1998; DEUTSCH e NEWELL, 2001). A prática, neste sentido, tem sido reconhecida como sendo de fundamental importância na redução do ruído do sistema sensorio-motor e está relacionada a melhorias na variabilidade com o avanço da idade (SALMONI, 1983; THOMAS et al., 2000).

Do ponto de vista desenvolvimental, uma reduzida variabilidade tem sido evidenciada, também, com o aumento do nível de habilidade e proficiência em movimentos voluntários dos bebês (CLARK et al. 1993). Em contrapartida, quando observada nos primeiros movimentos espontâneos do bebê, a variabilidade tem sido considerada como um aspecto essencial e funcional para o desenvolvimento motor (TOUWEN, 1990; TURVEY e FITZPATRICK, 1993; THELEN e SMITH, 1994; THELEN, 1995; MANOEL e CONOLLY, 1997; PIEK, 2002), e sua redução poderia refletir em prejuízos na capacidade de adaptação do sistema às demandas ambientais. Em relação a estes contrapontos, SLIFKIN e NEWELL (1998) destacam que a variabilidade originada de diferentes domínios do controle motor, tais como movimentos habilidosos (voluntários) e movimentos espontâneos, devem ser interpretados diferentemente.

Reconhece-se, ainda, que a variabilidade é um processo inerente aos e entre os sistemas biológicos e as diferenças identificadas entre as habilidades motoras

humanas são uma forte comprovação desta observação, assim como o fato de que parece impossível para um indivíduo gerar padrões de movimento idênticos em tentativas sucessivas de realização de uma mesma tarefa. Dentro desta perspectiva, uma terceira interpretação sobre o papel da variabilidade no controle do movimento é possível, tendo em vista o argumento de que o nível de ruído no sistema não muda com a idade, mas a capacidade do sistema neuromotor de inibir apropriadamente, ou filtrar, o ruído inerente é que melhora com a idade no decorrer da infância (VAN GALEN et al., 1993; SMITS-ENGELSMAN et al., 1997).

Independente das controvérsias sobre os diferentes papéis atribuídos à variabilidade no desenvolvimento motor (PIEK, 2002) e suas possíveis explicações teóricas, DEUTSCH e NEWELL (2001) destacam que nenhuma avaliação direta da relação ruído e variabilidade da performance em função da idade, na infância, foi anteriormente realizada. Argumentam que isto requer uma análise tempo - dependente da resposta motora produzida, ao contrário das medidas típicas utilizadas nos estudos sobre variabilidade (desvio padrão). Segundo os autores, esta análise pode ser aplicada para derivar informações sobre a propriedade organizacional da resposta motora e estimar o grau de ruído em um sinal obtido. Conseqüentemente, pode permitir inferências a respeito de como a resposta do sistema motor é organizada.

O uso predominante de estatísticas descritivas resumidas, tais como desvio padrão da resposta de força dos sujeitos, oferece somente uma imagem global e estática do comportamento e negligencia a caracterização da relação de tentativa a tentativa, ou momento a momento, do evento realizado em uma série temporal

(NEWELL e CORCOS, 1993). O desvio padrão oferece um índice do grau de desvio de um ponto na distribuição dos escores, capturando, somente, a amplitude da flutuação na resposta do sistema. Ao contrário, tais variações podem também ser medidas ao longo de outra dimensão, independente da magnitude, isto é, na forma como a resposta do sistema muda com o passar do tempo, como por exemplo, recorrendo-se a análise da densidade espectral de potência e/ou o cálculo da entropia aproximada (SLIFKIN e NEWELL, 1999; SLIFKIN e NEWELL, 2000; DEUTSCH e NEWELL, 2001).

Neste sentido, o objetivo do presente estudo foi avaliar as diferenças relacionadas à idade no controle de força e torque isométrico constante e contínuo em crianças de idade escolar. Assim como no estudo de DEUTSCH e NEWELL (2001), a estrutura da resposta do sistema motor em relação à performance foi analisada em função da idade. O protocolo incluiu três tarefas manipulativas distintas de controle de força, na expectativa de se confirmar a premissa de que a performance melhora com o avanço da idade, devido à capacidade atingida pelo sistema sensório-motor de organizar apropriadamente sua resposta conforme as demandas impostas pela tarefa. A primeira hipótese formulada foi de que a resposta produzida na tarefa de força e torque isométrico contínuo e constante apresentasse uma menor variabilidade e uma maior irregularidade com o avanço da idade.

Não obstante, foi esperado que a mesma relação entre variabilidade e irregularidade no sinal da resposta de força e torque fosse encontrada nas três tarefas distintas avaliadas. Esta segunda hipótese foi formulada baseada na premissa de que o sinal da resposta de força é dependente, não só das características

desenvolvimentais típicas da idade, mas também, da natureza da tarefa (DEUTSH e NEWELL, 2001).

2.2 Materiais e Métodos

Seleção dos participantes

Participaram desse estudo 48 crianças de 7, 9 e 11 anos de idade, de ambos os sexos, estudantes de uma escola estadual de ensino fundamental, localizada no município de Feliz –RS. Os grupos foram formados por 16 crianças cada (8 meninos e 8 meninas), e a média de idade dos três grupos foram respectivamente: 7,5 (\pm 0,4) anos; 9,5 (\pm 0,3) anos; e 11,5 (\pm 0,4) anos.

Obteve-se o consentimento do responsável legal das crianças (Anexo 1), e respeitou-se a recusa em participar do estudo em qualquer momento, seja qual tenha sido o motivo, reconhecendo que a criança tem dignidade independente da idade, do grau de capacidade e de autonomia, conforme as disposições da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. A realização deste estudo foi aprovada pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Descrição dos sistemas

Para avaliação do controle de força em três tarefas distintas [pressão digital (a), prensão digital em pinça (b) e torque em prensão digital (c) - Figura 2.1], foram selecionados um sistema de medição de força, um sistema de medição de torque e um sistema de *feedback* visual das respostas de força e torque. Os sistemas de

medição de força e torque consistiram de um transdutor (um para força e outro para torque), acoplados a um condicionador de sinais, um conversor analógico digital e um microcomputador.

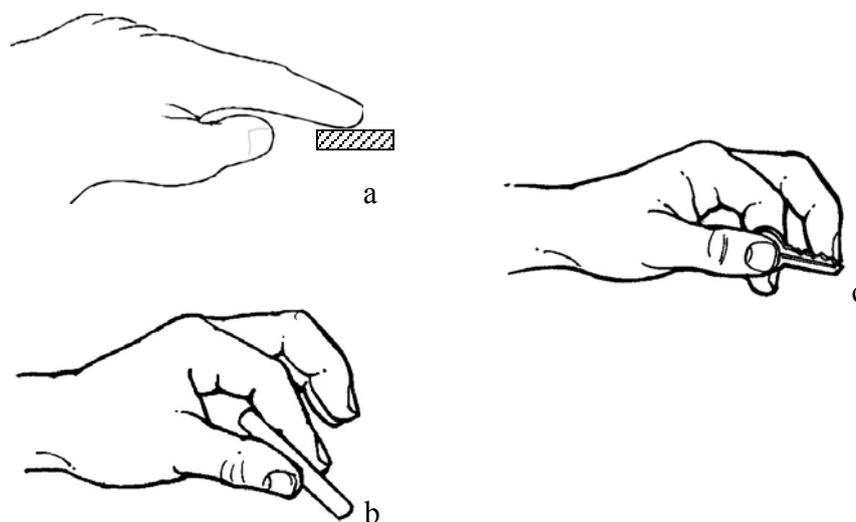


Figura 2.1 Ilustração da tarefa de pressão digital (a); preensão digital em pinça (b); torque em preensão digital (c).

Sistema de medição de força de pressão digital e preensão digital em pinça

O transdutor do sistema de medição de força de pressão digital e preensão digital em pinça consistiu de uma célula de carga (Figura 2.2), similar à desenvolvida por LUSA e ZARO (1999). Esta célula é uma barra de metal em forma de U (uma pinça do ponto de vista geométrico), instrumentada com extensômetros de resistência elétrica (*strain gauges*) conectados em forma de meia ponte de *Wheatstone*. Esta barra (liga de alumínio AL 7075 T6) tem as dimensões de 100 mm X 7 mm X 25 mm, com dois sensores colocados na região interna da célula de carga, sendo um colocado no sentido transversal (compressão), e o outro, no sentido longitudinal

(tração), na extremidade oposta onde é aplicada a força. Para tal instrumentação, foram utilizados *strain gauges* da marca KYOWA, KGF – 2 – 120 – C1 – 23, para alumínio com 2mm de grade. Esta célula foi dimensionada para suportar uma carga máxima de 140N e possui sensibilidade de 0,01 N. A calibração da célula de carga foi realizada para o conhecimento da linearidade e para conversão da resposta elétrica em força (Anexo 3).

Para a medição de força de pressão digital, a célula foi colocada em um suporte de madeira, o qual permitiu sua fixação, impedindo o deslizamento da célula de carga sobre a superfície de apoio (Figura 2.4). Para a tarefa de prensão digital em pinça, a célula foi usada em suspensão e fixada por um prendedor adaptado a um pedestal de mesa com altura ajustável, marca ASCR (Figura 2.5). Em ambos os casos, o mecanismo de fixação não interferiu na aquisição dos dados.

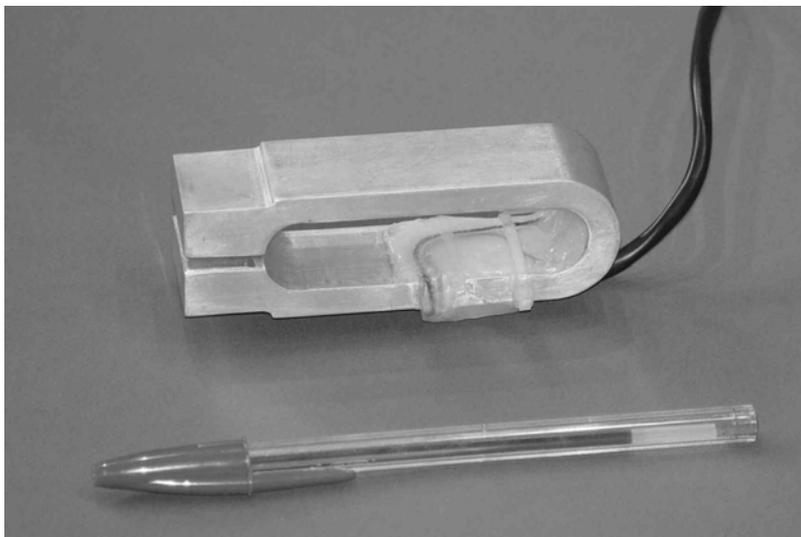


Figura 2.2 Ilustração da Célula de Carga

O sinal elétrico emitido da célula de carga foi transmitido para um condicionador de sinais ENTRAN MSC6, com módulos MSC-A1, utilizando

alimentação de ponte de 1V e ganho de 1K. O sinal amplificado foi convertido por uma placa analógico-digital de 16 canais (Dataq Instruments, Inc. Akron, USA), e os dados foram coletados pelo software SAD32 [(versão, 2.61.07mp), 2002], armazenados em microcomputador (modelo Pentium 200).

Sistema de medição de torque

O transdutor do sistema de medição de torque em prensão digital (Figura 2.3) foi desenvolvido por OLIVEIRA et al. (2002), construído em aço com uma base de 20 cm de comprimento e 7 cm de largura, sobre a qual dois suportes de 7,5 cm de altura fixam um eixo que transmite o torque aplicado no botão para uma célula de carga comercial (ALFA, modelo S5). O botão utilizado foi confeccionado em alumínio e possui diâmetro de 20 mm. O maior detalhamento do transdutor de medição de torque e os dados referentes à calibração do sistema, constam na nota técnica do equipamento descrita no Apêndice A.

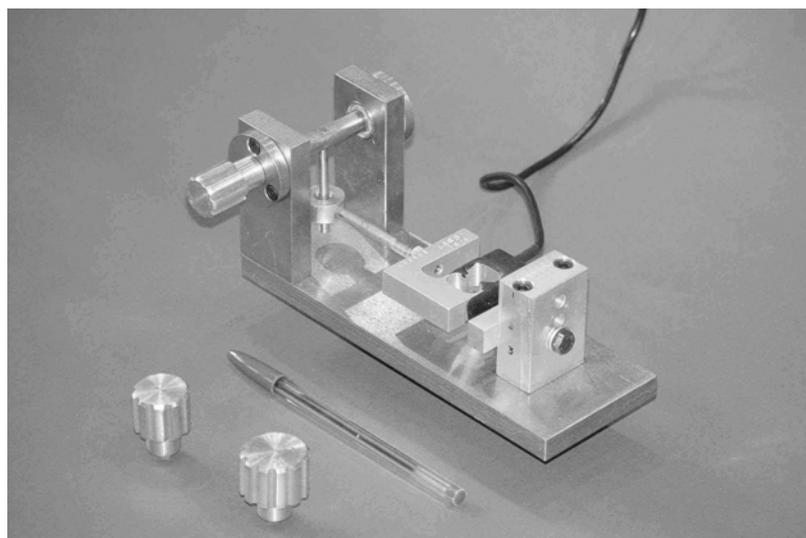


Figura 2.3 Ilustração do transdutor de torque

Para a medição do torque em preensão digital o transdutor foi, também, fixado em um suporte de madeira, o qual permitiu maior estabilidade na execução da tarefa sem interferência na aquisição dos dados (Figura 2.6). O sinal elétrico coletado deste transdutor foi transmitido para o mesmo condicionador de sinais anteriormente citado.

Sistema de feedback visual

Um *feedback* visual foi fornecido aos sujeitos sobre o nível de força por ele exercido nos sistemas de força e torque. Para este fim, foi utilizado um osciloscópio analógico MINIPA, modelo MO-1221S, de dois canais, com faixa de frequência 20 MHz, sensibilidade máxima de 1mV/DIV e tempo máximo de varredura de 20ns/DIV. Este *feedback* também serviu como referência para o cálculo da força relativa desejada no momento da coleta de dados.

Procedimentos e protocolo experimental

Os participantes do estudo foram recebidos no local da coleta e informados sobre os equipamentos e procedimentos. Para a realização das tarefas de força, foi solicitado que a criança sentasse sobre uma cadeira de altura ajustável e apoiasse seu antebraço sobre a mesa posicionada à sua frente, na qual estavam os equipamentos. O protocolo de tarefas incluiu:

A pressão digital foi realizada em flexão (aprox 45°) e abdução do ombro (aprox. 45°), com o antebraço apoiado sobre o suporte de madeira, cotovelo flexionado (aprox. 40°), punho em extensão (aprox. 25°), apoiado sobre os dedos em

flexão (exceto o indicador) e sobre o polegar em adução. Para evitar um aumento da abdução do ombro no momento de produção de força na tarefa, o antebraço permaneceu contido por uma cinta fixando-o ao suporte de madeira. A pressão digital consistiu na flexão do indicador na articulação metacarpofalangeana e interfalangeana proximal e distal (Figura 2.4).

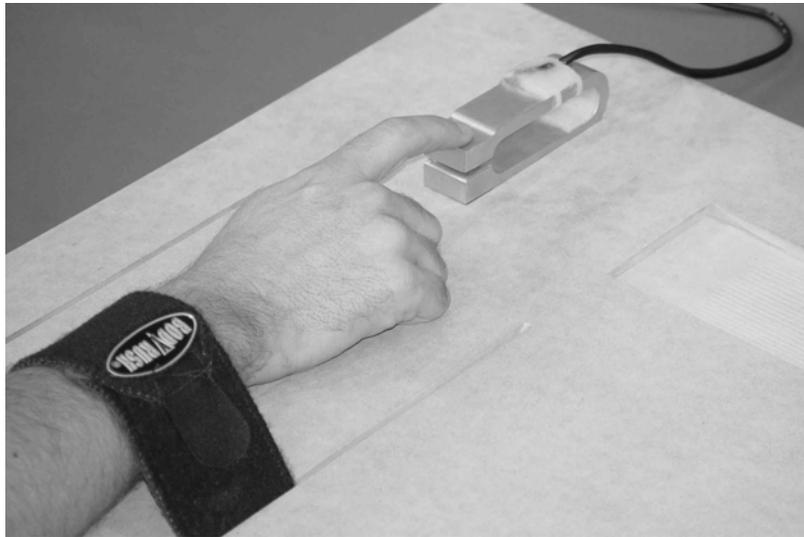


Figura 2.4 Ilustração da tarefa de pressão digital

A prensão digital em pinça foi executada com apoio do cotovelo sobre a mesa, ombro com abdução e flexão (aprox. 45°), cotovelo flexionado (aprox. 90°), punho flexionado (25°). A prensão digital em pinça consistiu da oponência do polegar ao indicador flexionado na articulação metacarpofalangeana e interfalangeana proximal (Figura 2.5).

O torque em prensão digital foi realizado sobre o botão do transdutor de torque, também com apoio do cotovelo sobre o suporte de madeira. O ombro foi

mantido em abdução e flexão (aprox. 45°), o cotovelo em flexão (aprox. 40°) mantendo o antebraço quase paralelo à mesa, porém sem apoiá-lo, o punho em extensão (aprox. 25°) com desvio ulnar (aprox. 30°). A preensão digital consistiu da oposição do polegar ao indicador flexionado na articulação metacarpofalangeana e interfalangeana proximal e o torque aplicado no botão de 20 mm, gerado pela supinação (no sentido horário para os destros e anti-horário para os sinistros), foi realizado em isometria (Figura 2.6).

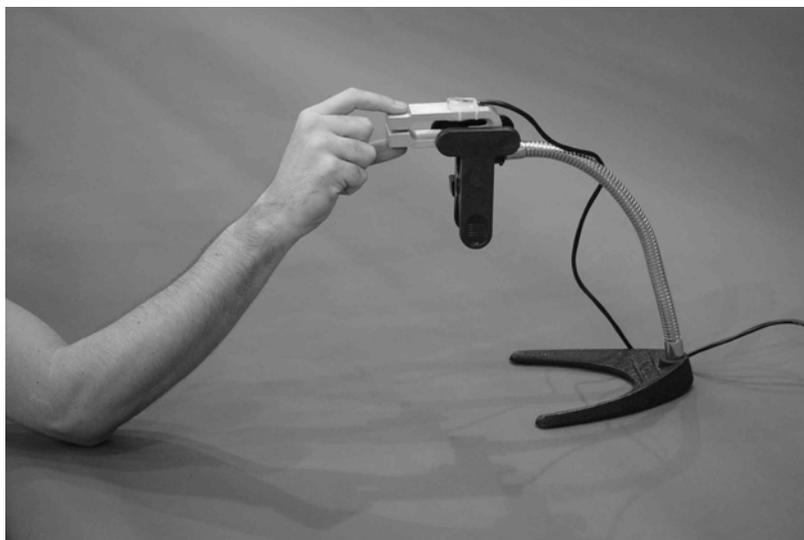


Figura 2.5 Ilustração da tarefa de preensão digital em pinça.

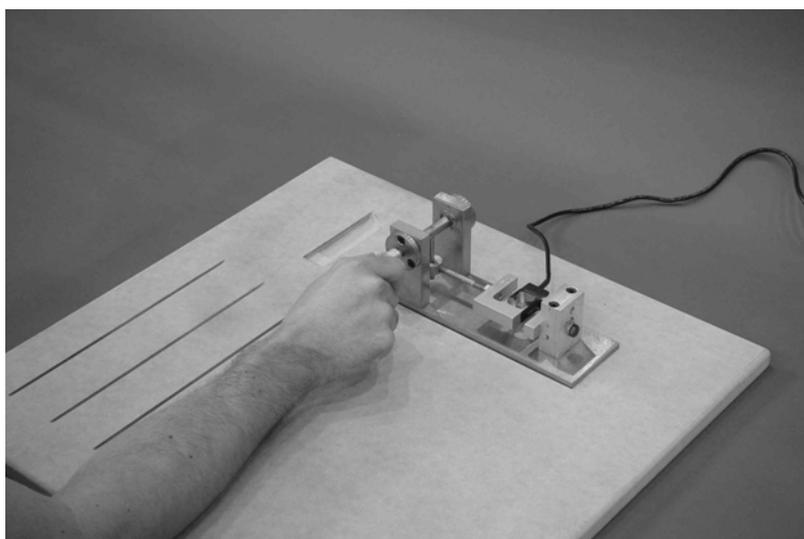


Figura 2.6 Ilustração da tarefa de torque em preensão digital

Todas as tarefas foram testadas em duas situações experimentais distintas:

a) Força isométrica máxima - a criança foi orientada a produzir seu nível máximo de força / torque no equipamento, por aproximadamente dois segundos.

b) Força isométrica submáxima: a criança foi incentivada a manter, durante vinte segundos (20s), 40% da força máxima realizada anteriormente. Para isto, foi oferecido um *feedback* visual (osciloscópio), no qual a criança teve que sobrepor uma linha (sinal de força) à outra estabelecida como referência no osciloscópio (40% da força máxima).

Em todas as tarefas, foram oferecidas à criança duas tentativas preliminares de prática, visando a familiarização com o equipamento e tarefa. Nestas tentativas preliminares de prática, não foi solicitada a manutenção do controle de força em isometria no tempo total estabelecido para testagem (20s), evitando a fadiga física e o desinteresse por parte da criança. Em seguida, a terceira tentativa executada foi considerada válida, para fins de coleta, caso as condições mínimas estabelecidas para a situação experimental tivessem sido satisfeitas. Quando necessário, foram realizadas novas execuções para um melhor esclarecimento da criança e execução da tarefa.

Para determinação do nível de força, considerou-se que o desvio padrão da resposta de força aumenta exponencialmente com o aumento da força pré-estabelecida (SLIFKIN e NEWELL, 1998, 2000). Além disso, no estudo piloto realizado, percebeu-se que as crianças tiveram dificuldades em produzir respostas de

controle de força durante os 20s a 50% da força e torque máximos, motivo pelo qual se estabeleceu o nível de 40% da força máxima neste protocolo.

Análise dos dados

Os sinais armazenados da célula de carga e do transdutor de torque foram processados no software de aquisição e análise de dados SAD32 [(versão, 2.61.07mp), 2002]. O sinal proveniente da tarefa de força foi filtrado com um filtro do tipo passa baixa *Butherworth* de nona ordem, com frequência de corte de 30 Hz. Posteriormente, as curvas foram convertidas a partir das equações definidas no processo de calibração da célula de carga e do transdutor de torque, transformando os valores adquiridos de tensão elétrica (volts) para força (N) e torque (Nm). Ver, respectivamente: Anexo 3 e Apêndice A.

Para análise da variabilidade, foi considerado somente o platô de produção da resposta de força e torque isométrico, desconsiderando a fase transiente do sinal. Para evitar uma análise do processo inicial de adaptação da criança ao *feedback* visual, foram omitidos os segundos iniciais das tentativas, considerando, para fins de análise, os últimos quinze segundos do platô de força. Foram calculados os valores relativos da média de força produzida e desvio padrão através do software SAD32 [(versão, 2.61.07mp), 2002]. O cálculo do coeficiente de variação (desvio padrão / média) foi realizado em planilha do software Microsoft Excel[®], o qual serviu como índice da performance, ou seja, a razão entre a variação representativa das flutuações da resposta, ponderado pelo valor médio (40%) do sinal requerido.

Para análise da irregularidade na estrutura da resposta de força dois procedimentos têm sido utilizados (SLIFKIN e NEWELL, 1999; SLIFKIN e NEWELL, 2000; DEUTSCH e NEWELL, 2001). Um deles é a análise da densidade espectral de potência que descreve o sinal no domínio da frequência. Este procedimento calcula a frequência de oscilação das várias formas de ondas que constituem o sinal e determina sua relativa contribuição em termos de potência (DEUTSCH e NEWELL, 2001). Para isto, os autores dividem a quantidade de potência correspondente à frequência modal do sinal de força pela quantidade total de potência do espectro, em uma amplitude de 0 a 10 Hz (faixa de frequência com maior concentração de potência). Esta medida permite a comparação estatística entre os sujeitos participantes do estudo, no entanto, os autores argumentam que, ao reduzir o sinal a um conteúdo de frequência, perdem-se informações das propriedades de evolução do sinal em função do tempo. Em razão desta crítica, o cálculo da densidade espectral de potência foi realizado, todavia não foram extraídos valores específicos, cujas médias seriam comparadas entre os grupos investigados. Diferentemente, um perfil médio do espectro de potência de cada grupo foi calculado com intuito de qualificar a discussão dos resultados encontrados.

A função Entropia Aproximada – $EnAp^{m,r}$ (PINCUS, 1991), outro procedimento também utilizado como medida de irregularidade do sinal de força, examina a estrutura seqüencial do sinal e mede sua regularidade e complexidade no domínio do tempo. Ao contrário da média e desvio padrão, que oferecem informações sobre a magnitude do sinal, a $EnAp^{m,r}$ oferece informações de como o sinal muda em função do tempo (PINCUS e GOLDBERGER, 1994). Esta medida

utiliza um procedimento de probabilidade condicional para quantificar a estrutura seqüencial, ou regularidade com que o sinal evolui no tempo, determinando o quanto o sinal pode exibir padrões repetidos em sua evolução através do tempo, em outras palavras, sua previsibilidade. O valor da $EnAp^{m,r}$ varia de 0 a 2, onde sinais altamente regulares e previsíveis, os quais contêm uma ordem através do tempo, como por exemplo uma senóide, terão valores próximos a zero. Ao contrário, valores próximos de 2 poderão ser constatados quando analisados sinais altamente irregulares, randômicos e imprevisíveis através do tempo, assim como um ruído branco Gaussiano. Para este estudo, a $EnAp^{m,r}$ foi calculada através de uma rotina de programação elaborada no software MATLAB[®] [versão 5.3 (MATCHWORKS, 1996)]. O valor da $EnAp$ foi calculado para o sinal de força produzido usando um comprimento do período $m = 2$ e um filtro com largura de $r = 0,2$. Um maior detalhamento do uso desta função pode ser encontrado no Apêndice B.

Tratamento Estatístico

Análises estatísticas foram realizadas para cada uma das variáveis dependentes (coeficiente de variação e entropia aproximada) usando um delineamento em blocos completamente casualizados com transformação logarítmica (CALLEGARI – JACQUES, 2003): 3 (grupos de idade) X 1 (% força / torque); 3 (tarefas) X 1 (% força / torque). Para as variáveis cuja normalidade dos dados foi confirmada, utilizou-se análise de variância de um fator (ANOVA *one way*) e *post hoc* de *Tukey* e, caso contrário, foi realizado o teste não - paramétrico de *Kruskall Wallis*. O nível de significância estabelecido foi de 5%.

Resultados

Variabilidade no sinal de força:

Os valores médios correspondentes ao coeficiente de variação (SD/M) comparados entre as diferentes idades, em cada tarefa, são mostrados na Figura 2.7(a). Na tarefa de pressão digital, as crianças mais novas foram significativamente mais variáveis do que as mais velhas [$F(2,45) = 20,336$; $p < 0,001$]. O grupo de 11 anos diferiu do grupo de 7 anos ($p < 0,001$) e do grupo de 9 anos ($p = 0,002$), os quais diferiram, também, entre si ($p = 0,029$). Na tarefa de prensão digital em pinça, o controle de força também diferiu entre as idades [$F(2,45) = 20,560$; $p < 0,001$]. A variabilidade foi maior no grupo de 7 anos, do que nos grupos de 9 ($p < 0,001$) e 11 anos ($p < 0,001$). O grupo de 9 anos não diferiu do grupo de 11 anos, quando comparados entre si. Na tarefa de torque em prensão digital, o controle de força apresentou um comportamento similar à tarefa de prensão em pinça [$F(2,45) = 7,1847$; $p < 0,001$]. O grupo de 7 anos diferiu-se dos grupos de 9 ($p = 0,006$) e de 11 anos ($p = 0,002$), os quais não diferiram entre si. A análise comparativa entre as tarefas em cada grupo de idade está representada na Figura 2.7(b). As tarefas nos grupos de 7 e 11 anos de idade não diferiram e no grupo de 9 anos, na tarefa de pressão digital, o controle da força foi mais variável do que a prensão digital em pinça ($p = 0,032$).

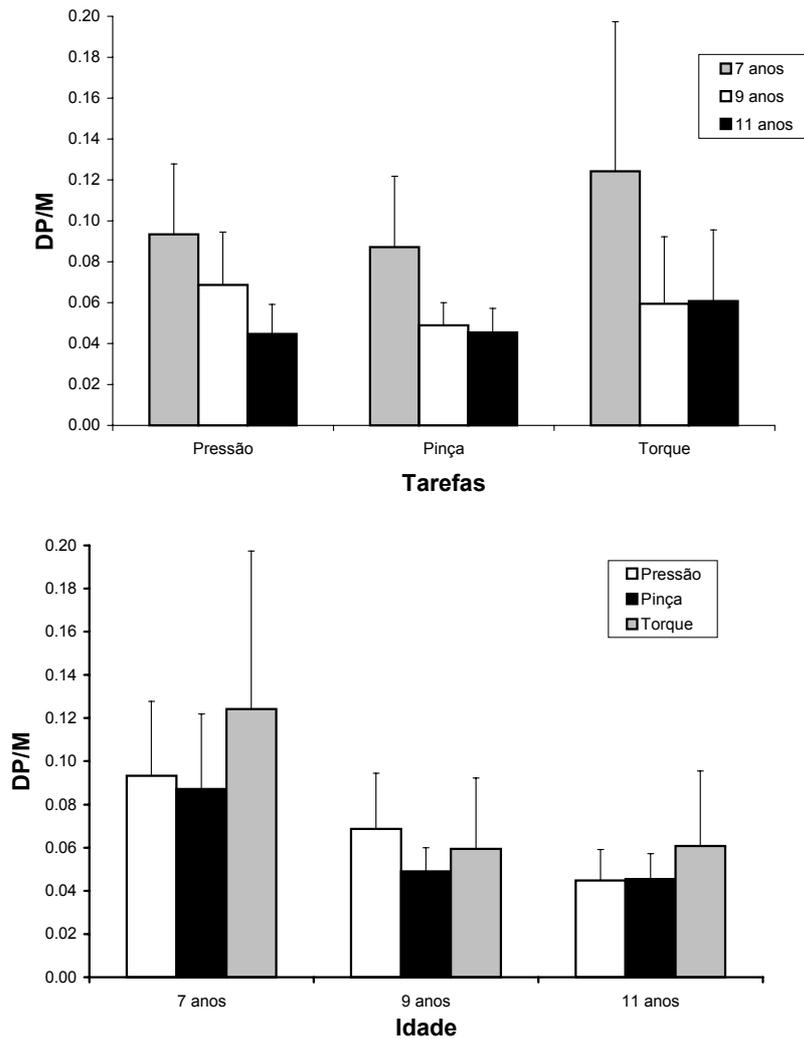
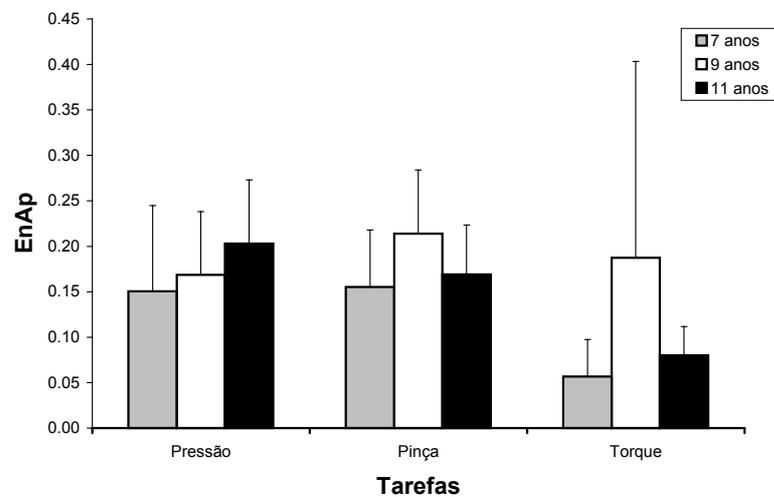


Figura 2.7 Valores médios e desvios padrão do coeficiente de variação (CV) agrupados por tarefas (a) e por grupos de idade (b)

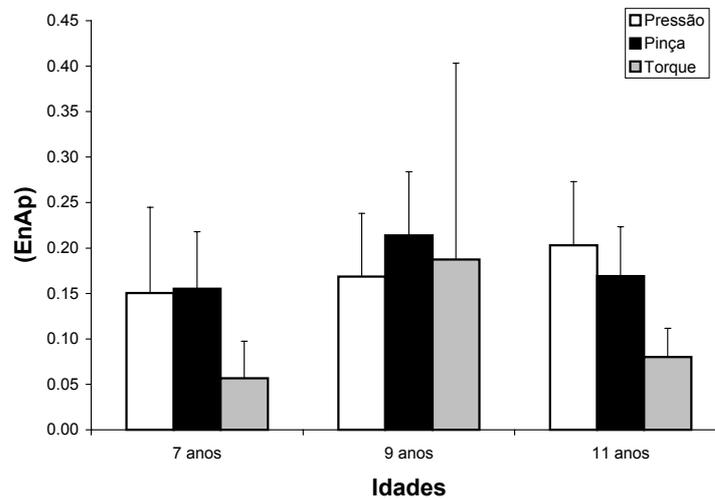
Regularidade do sinal de força:

A comparação dos valores de $EnAp^{m,r}$ entre os diferentes grupos de idade em cada uma das tarefas está representada na Figura 2.8(a). Na tarefa de pressão digital, os grupos não diferem entre si. Nas tarefas de prensão digital em pinça e de torque em prensão digital, os grupos diferiram entre si [$F(2,45) = 3,947$; $p = 0,026$] e [$F(2,45) = 6,913$; $p = 0,002$], respectivamente. O grupo de 9 anos apresentou maior

irregularidade na resposta de força ($p = 0,029$) e torque ($p = 0,002$) do que o grupo de 7 anos de idade.



(a)

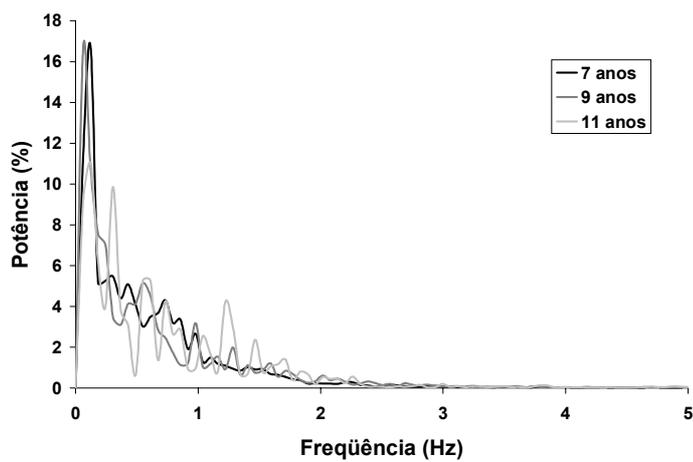


(b)

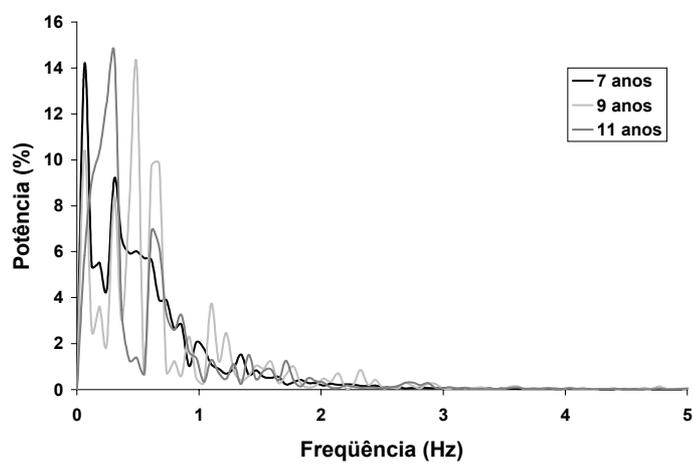
Figura 2.8 Valores médios e desvios padrão da EnAp agrupados por tarefas (a) e por grupos de idade (b).

A comparação entre as tarefas em cada grupo de idade é mostrada na Figura 2.8(b). Constatou-se que a tarefa de torque em preensão digital diferiu ($p < 0,001$), tanto no grupo de 7 anos [$F(2,45) = 21,771$; $p < 0,001$], quanto no grupo de 11 anos de idade [$F(2,45) = 23,226$; $p < 0,001$] das demais, demonstrando menor irregularidade.

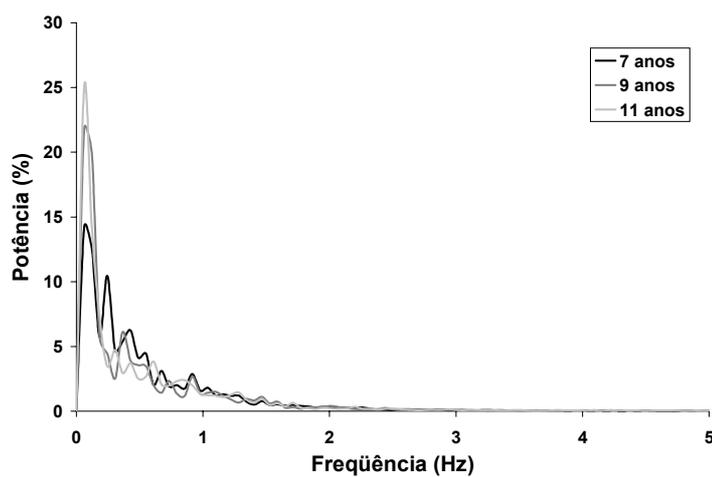
A Figura 2.9 mostra o perfil da densidade espectral da potência dos grupos em cada uma das tarefas investigadas, onde a amplitude do espectro de potência está representada em valores relativos à potência total de 0 a 10 Hz, em cada frequência. Uma curva média do espectro de potência foi calculada como representativa de cada grupo de idade possibilitando, assim, uma inspeção qualitativa do perfil de cada idade, em cada uma das tarefas. Na tarefa de pressão digital [Figura 2.9(a)], os grupos apresentam características distintas entre si. O grupo de 7 anos apresenta uma compressão espectral mais evidente do que os demais. O grupo de 11 anos, ao contrário, apresenta uma distribuição maior de frequências verificado por um perfil espectral mais expandido. Na tarefa de pinça [Figura 2.9(b)], tanto o grupo de 9 anos, quanto o grupo de 11 anos, apresentam um perfil mais distribuído de frequências, comparados ao grupo de 7 anos, o qual apresenta uma compressão espectral mais evidente. Na tarefa de torque em preensão digital [Figura 2.9(c)], os grupos apresentaram um perfil da densidade espectral de potência mais semelhante.



(a)



(b)



(c)

Figura 2.9 Perfil do espectro de potência média de cada grupo de idade em cada uma das tarefas investigadas: pressão (a), pinça (b) e torque (c).

Discussão

Os resultados deste estudo confirmam a hipótese de que a resposta do sinal produzido na tarefa de força e torque isométrico, contínuo e constante apresenta uma menor variabilidade com o avanço da idade. No entanto, esta diferença parece tornar-se menos evidente a partir dos nove anos de idade, visto que os grupos mais velhos não diferiram entre si, exceto na tarefa de pressão digital. No que se refere à regularidade da resposta do sistema sensório-motor, a relação inversa esperada de que o sinal produzido na tarefa de força e torque isométrico, contínuo e constante fosse mais irregular nas crianças mais velhas, não foi encontrada para todas as tarefas. Na tarefa de pressão digital, cujo índice de variabilidade diferiu significativamente entre as idades e foi maior nas crianças mais novas, os níveis de irregularidade da resposta aumentaram gradativamente com a idade, porém não diferiram entre si. Nas tarefas de pinça em preensão digital e torque em preensão digital, as crianças de nove anos apresentaram maior irregularidade na resposta de força e torque do que as mais novas. As crianças de nove anos não diferiram das crianças mais velhas .

Os achados deste estudo são consistentes com os de LAZARUS et al.(1995), que investigaram a variabilidade no controle de força da tarefa de preensão digital em pinça, em grupos de diferentes faixas etárias (5-7 anos; 9-11 anos e adultos), e identificaram que as crianças mais novas diferem marcadamente na sua performance de regulação da força em relação às crianças mais velhas e aos adultos. De maneira

similar, DEUTSCH e NEWELL (2001) encontraram um menor erro de performance (RMS/Média) com o aumento da idade na tarefa de controle em pressão digital, sob condições em que o *feedback* visual foi oferecido aos sujeitos de diferentes idades (6, 8, 10 anos e jovens adultos). No entanto, em relação a regularidade da resposta do sistema, os achados de DEUTSCH e NEWELL (2001) diferem dos resultados encontrados neste estudo, pois a regularidade na resposta de controle de força não diferiu entre as idades na tarefa de pressão digital. Quanto às demais tarefas, prensão digital em pinça e torque em prensão digital, a irregularidade aumentou somente até os nove anos de idade e as crianças mais velhas, apresentaram índices similares às de sete e nove anos de idade.

Pelas diferenças reveladas através das idades no grau de variabilidade e irregularidade da resposta de força e torque, pode-se inferir que existe uma tendência desenvolvimental em ambas as variáveis investigadas, ou seja, à medida em que a criança se desenvolve, sua capacidade de regulação da força isométrica aumenta. Isto pode ser evidenciado não só pela diminuição da variabilidade com a idade, mas também pelo aumento na irregularidade da resposta de força.

Não obstante, os resultados encontrados permitem a especulação de que a idade de nove anos parece ser um período crítico ou sensível à mudança na capacidade do sistema sensório-motor em regular o controle de força e torque, pois com o incremento na idade, as diferenças na performance e nas propriedades estruturais da resposta motora não diferiram. Possivelmente, o mesmo não foi constatado nos estudos de LAZARUS et al. (1995), porque as idades de nove e onze anos foram agrupadas em um mesmo grupo experimental, ressaltando somente as

diferenças entre os grupos de crianças mais novas e de jovens adultos. DEUTSCH e NEWELL (2001) também encontraram diferenças entre as idades, todavia, as idades de nove e onze anos não foram estudadas e as diferenças encontradas referiam-se, somente, às idades de oito e dez anos.

Uma forte evidência desses achados é a comparação dos resultados encontrados neste estudo com os achados de OLIVEIRA et al. (2003), que avaliaram as diferenças no controle de força isométrica constante e contínua em jovens adultos, nas mesmas tarefas, porém em diferentes níveis relativos de força e torque máximos – 25%, 50% e 75% (Apêndice C). Apesar do uso de um protocolo experimental distinto, a comparação dos índices de variabilidade e regularidade da resposta de força e torque das crianças a 40% da força e torque máximos, com os de jovens adultos a 50% de força e torque máximos, conforme mostrado na Figura 2.10(a), demonstra que a variabilidade tende a se estabilizar, ou até mesmo diminuir, a partir dos nove anos com o avanço da idade. Em contrapartida, os índices de irregularidade da resposta de força e torque [Figura 2.10(b)] são representativos de uma melhoria no processo de adaptação do sistema às demandas da tarefa, com o avanço na idade.

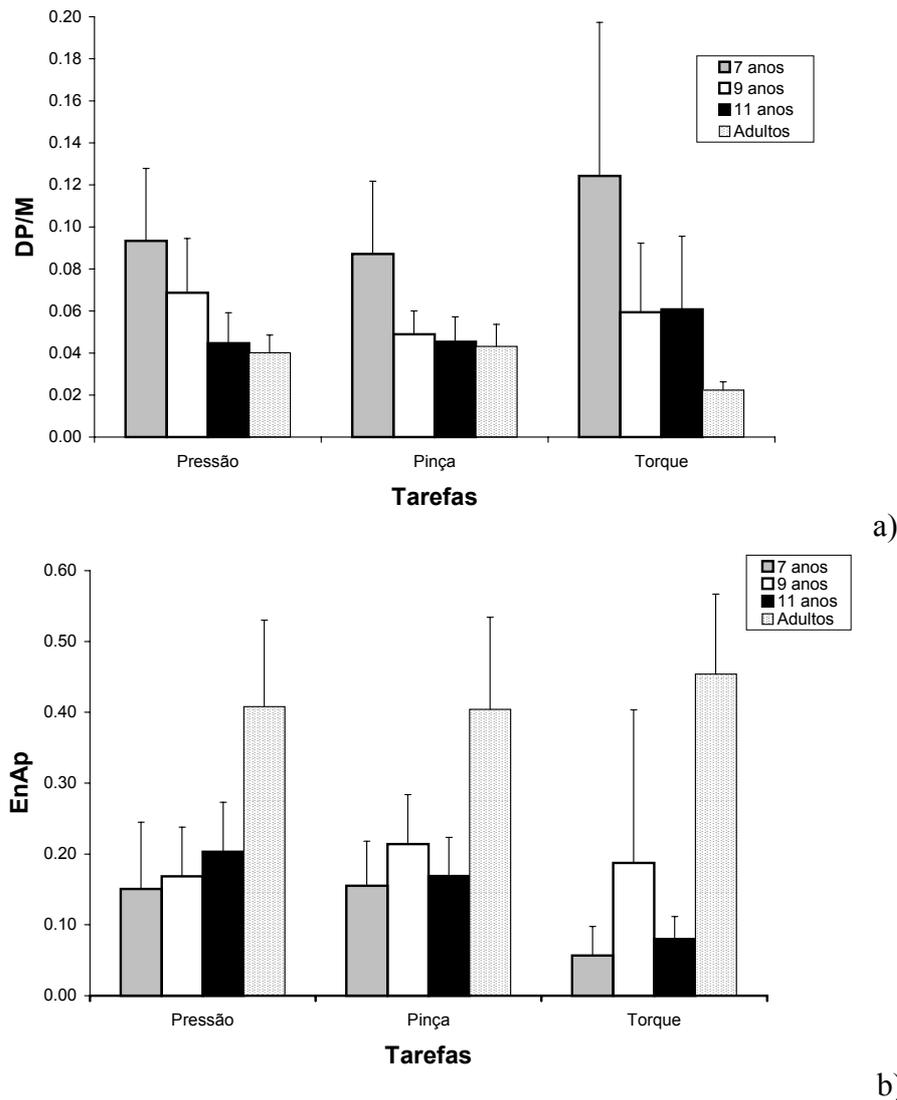


Figura 2.10 Valores médios e desvios padrão do coeficiente de variação (a) e EnAp (b) agrupados por tarefas, comparados com os resultados de adultos encontrados por OLIVEIRA et al. (2003).

Confirmando os resultados sobre a irregularidade, o grupo de sete anos apresentou uma frequência modal mais evidente, demonstrando uma resposta, cuja variação apresentou uma ritimicidade mais definida do que os grupos de nove e onze anos de idade, os quais apresentaram um perfil de frequência mais distribuído, conforme os achados de maior irregularidade. Na tarefa de preensão digital em pinça, a análise do perfil do espectro de potência foi destacadamente diferente entre o grupo

de sete anos e os grupos de nove e onze anos de idade, os quais apresentaram um perfil que evidencia uma ritimicidade menos definida, ou seja, menos previsível, conforme o aumento da irregularidade. Na tarefa de torque em preensão digital, os grupos de nove e onze anos de idade apresentaram um perfil do espectro de potência similar, quando comparados entre si. Diferente das tarefas de pressão digital e preensão digital em pinça, as crianças apresentaram uma dificuldade maior de adaptação da resposta do sistema para atingir uma boa performance. O grupo de sete anos, cuja irregularidade foi menor, apresentou um perfil de frequência um pouco mais expandido, sem uma ritimicidade tão evidente.

Os resultados de VAN GALEN et al. (1993) e SMITS-ENGELSMAN e van GALEN et al. (1997) contrariaram os achados de DEUTSCH e NEWELL (2001), no que tange à irregularidade na resposta do sinal de força. Os autores encontraram uma grande ritimicidade em crianças com uma boa qualidade na escrita. Todavia, DEUTSCH e NEWELL (2001), contra argumentam que a escrita requer um grande grau de ritimicidade e regularidade para ser precisa e reproduzível e que estas divergências são devido à natureza da tarefa. Por esta razão, uma segunda hipótese foi testada neste estudo: a expectativa de que a mesma relação entre variabilidade e irregularidade no sinal da resposta de força/torque fosse encontrada, quando comparadas as três tarefas distintas avaliadas em cada idade. Esta hipótese não foi confirmada em todas as idades.

A variabilidade entre as tarefas não diferiu aos sete e onze anos de idade, mas, aos nove anos de idade, a tarefa de pressão digital foi mais variável do que a tarefa de preensão digital em pinça. Em relação à irregularidade da resposta do

sistema, a tarefa de torque destacou-se pela menor irregularidade, quando comparada às demais tarefas nas idades de 7 e 11 anos, e à tarefa de pinça no grupo de 9 anos de idade. Da mesma forma, o perfil de densidade espectral de potência demonstra uma diferença destacada, quando comparada à tarefa de torque com as demais investigadas, sugerindo que a tarefa de torque em prensão digital exigiu uma organização da resposta do sistema adaptada às demandas da tarefa e diferenciada das tarefas de pressão digital e prensão digital em pinça. Estes achados contrariam a premissa de que a estrutura do sinal da resposta de força é dependente da natureza da tarefa (DEUTSCH e NEWELL, 2001), especificamente, ao fato de ser isométrica, contínua e constante. Os resultados deste estudo adicionam a esta premissa o fato de que, além de sua natureza, o tipo de tarefa caracteriza-se, também, como fator determinante na resposta de produção de força e torque.

Em resumo, os resultados oferecem evidências de que a performance no controle de força e torque de tarefas manipulativas melhora com o avanço da idade, devido à capacidade adquirida do sistema sensório-motor de responder às demandas da tarefa com uma resposta menos determinística e mais estocástica. No entanto, é difícil concordar com SLIFKIN e NEWELL (1998); SLIFKIN e NEWELL (1999), SLIFKIN e NEWELL (2000), e DEUTSCH e NEWELL (2001), cujos achados contrariam a visão tradicional sobre a variabilidade, de que a melhoria da performance decorre da redução do ruído transmitido no sistema sensório-motor. Esta afirmativa negligencia o fato de que as flutuações encontradas na resposta do sinal de força, como investigadas pelos autores citados, não refletem, exclusivamente, a informação transmitida através de um canal ou sistemas de canais

no sistema sensório-motor, e, por conseguinte seu nível de ruído associado. O sinal da resposta de controle de força é uma resposta resultante de um processo altamente complexo de ajustes neuromecânicos que envolvem restrições de inúmeros graus de liberdade, nos diferentes níveis de análise. Em síntese, as flutuações identificadas na resposta do sinal, não necessariamente refletem diretamente o ruído associado na transmissão da informação no sistema sensório- motor.

É possível que o sistema sensório-motor da criança, ao longo do processo desenvolvimental, adquira, através da prática (LAZARUS et al, 1995) e/ou experiência, uma capacidade maior de explorar sua dinâmica intrínseca e que mudanças maturacionais no sistema neural e/ou muscular sejam responsáveis pelo aumento da dimensionalidade da produção de força isométrica (DEUTSCH e NEWELL, 2001). Além disso, as diferenças encontradas nas propriedades estruturais do sinal de força e torque, entre as tarefas investigadas na mesma idade, confirmam o fato de que a resposta de força é dependente, não só da natureza da tarefa, mas também do tipo de tarefa investigada.

Referências Bibliográficas

BRASIL. Conselho Nacional De Saúde. *Diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo seres humanos*. Brasília, DF, 1996. Resolução 169/96.

CALLEGARI – JACQUES, S. M. *Bioestatística: princípios e aplicações*. Porto Alegre, ARTMED, 2003.

CLARK, J. E.; TRULY, T. L.; PHILLIPS, S. J. On the development of walking as a limit-cycle system. In: SMITH, L. B.; THELEN, E. *A dynamical systems approach to development: Applications*. Cambridge, MA: MIT Press, 1993. p. 71 – 93.

CONOLLY, K. J. *Mechanisms of motor skill development*. London, Academic Press, 1970.

DEUTSCH, K. M.; NEWELL, K. M. Age differences in noise and variability of isometric force production *Journal of Experimental Child Psychology*, v. 80, p. 392 – 408, 2001.

DUNHAM, P.; ALLAN, R.; WINTER, R. Tracking ability of elementary school-age children. *Perceptual and Motor Skills*. v. 60, p. 771-774, 1985

FITTS, P. M. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, v. 47, p. 381 – 391, 1954.

HAYWOOD, K. *Lifelong Motor Development*. Champaign, IL. Human Kinetics, 2001.

LAZARUS, J. C.; WITHALL, J.; FRANKS C. A. Isometric force regulation in children. *Journal of Experimental Child Psychology*, V. 60, p. 245 – 260, 1995.

LUSA, I. F.; ZARO, M. A.. Desenvolvimento de uma Célula de Carga para Medir Força na Pega em Forma de Pinça. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, 8., 1999, Florianópolis. *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Florianópolis: UDESC, 1999. p. 393 – 396.

MANOEL E. J.; CONNOLLY, K. J. Variability and stability in development of skilled actions. In: CONNOLLY, K. J.; FORSSBERG, H. *Neurophysiology & Neuropsychology of Motor Development*. Cambridge, Mac Keith Press, 1997.

MATHWORKS, Inc. Matlab 5.3 [Computer Software] Natick, MA, 1996.

MOUNOUD, P.; VIVIANI, P.; HAUERT, C. A.; GUYON, J.; Development of visuo-manual tracing in the 5 to 9 year-old-boys. *Journal of Experimental Child Psychology*, v. 40, p. 115 – 132, 1985.

NEWELL, K. M.; CORCOS, D. M. Issues in variability and motor control. In: NEWELL, K. M.; CORCOS, D. M. (eds.). *Variability and motor control*. Champaign, Human Kinetics, 1993.

OLIVEIRA, M. A.; LOSS, J. F.; GERTZ, L. C.; PETERSEN, R. D. S. Transducer for measuring torque control In: BIENNIAL CONGRESS WAITRO - CONGRESSO INTERNACIONAL DAS INSTITUIÇÕES DE PESQUISA TECNOLÓGICA, 2002, Porto Alegre. *Livro de Resumos do Congresso Internacional das instituições de Pesquisa Tecnológica*. Porto Alegre, 2002. p. 25

OLIVEIRA, M. A.; AZEVEDO, C. F.; LOSS, J. F.; PETERSEN, R. D. S. Variabilidade e regularidade no controle de força de tarefas manipulativas. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, X., 2003, Ouro Preto. *Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Ouro Preto: UFMG, 2003. (em impressão).

PEW, R. W.; RUPP, G. L. Two quantitative measures of skill development. *Journal of Experimental Psychology* V.90, P. 1-7, 1971.

PIEK, J. P. The role of variability in early motor development. *Infant Behavior & Development*, v. 25, p. 452 – 465, , 2002.

PINCUS, S. M. ; GOLDBERGER, A. L. Physiological time-series analysis: what does regularity quantify? *American Journal of Physiology* , v.266, 1994, p. h1643 – h1656.

PINCUS, S. M. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, v.8, p. 2297 – 2301, 1991.

PRECHTL, H. F. R. Discussion. in: CONOLLY, K. J. *Mechanisms of motor skill development*, London. Academic Press, p. 190, 1970.

SAD32p [(versão, 2.61.07mp), 2002], Porto Alegre. Laboratório de Medições Mecânica, Escola de Engenharia UFRGS. Disponível em: <www.ufrgs.br/lmm> acesso em 08 de março de 2002.

SALMONI, A. W. A descriptive analysis of children performing Fitt's reciprocal tapping task. *Journal of Human Movement Sciences*, v.9, p. 81 – 95, 1983.

SCHMIDT, R. A.; ZELAZNIK, H. N.; HAWKINS, B.; FRANK, J. S.; QUINN, J. T. Motor-output variability: a theory for the accuracy of rapid motor acts. *Psychological Review*, v. 86, p. 415 – 451, 1979.

SLIFKIN, A. B.; NEWELL, K. M. Is variability in human performance a reflection of system noise? *Current Directions in Psychological Science*, v. 7, p. 170-177, 1998.

SLIFKIN, A. B.; NEWELL, K. M. Noise, information transmission, and force variability. *Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance*, v. 25, n. 3, p. 837-851, 1999.

SLIFKIN, A. B.; NEWELL, K. M. Variability and noise in continuous force production. *Journal of Motor Behavior*, v. 32, n. 32, p. 141-150, 2000.

SMITS-ENGELSMAN, B. C. M.; VAN GALEN, G. P. Digraphia in children: lasting psychomotor deficiency or transient developmental delay? *Journal of Experimental Child Psychology*, v. 67, p. 164 – 184, 1997.

THELEN, E.; SMITH, L. B. *A dynamic systems approach to the development of cognition and action*. Cambridge, MA, MIT Press, 1994.

THELEN, E. Motor Development: A new synthesis. *American Psychologist*, v. 50, p. 79 – 85, 1995.

THOMAS, J. R.; YAN, J. H.; STELMACH, G. E.; Movement substructures change as a function of practice in children and adults. *Journal of Experimental Child Psychology*, v. 75, p. 228 – 244, 2000.

TOWEN, B. C. L. Variability and stereotypy of spontaneous motility as a predictor of neurological development of preterm infants. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 32, p. 501 – 508, 1990.

TURVEY, M. T.; FITZPATRICK, P. Cometary: development of perception-action systems and general principles of pattern formation. *Child Development*, v. 64, p. 1175 – 1190, 1993.

VAN DER MEULEN, J. H. P.; GOOSKENS, R. H. J. M.; WILLEMSE, J.; DENIER VAN DER GON, J. J.; GIELEN, C. C. A. M. Arm-tracking performance with and without visual *feedback* in children and adults: developmental changes. *Journal of Motor Behavior*. V. 22, p. 386 – 405, 1990.

VAN GALEN, G. P.; PORTIER, S. J.; SMITS-ENGELSMAN, B. C. M.; SCHOMAKER, L. R. B. Neromotor noise and deviant movement strategies as an exploratory ground for poor handwriting in children. *Acta Psychologica*, v. 82, p. 161 – 178, 1993.

ZANONE, P. G. Tracking with and without target in 6 to 15 year-old-boys. *Journal of Motor Behavior*, v. 22, p. 225 – 249, 1990.

Capítulo 3

Controle de Força e Torque Isométrico em Crianças com e sem DCD

Resumo

Diferenças no controle de força e torque isométrico em crianças com e sem DCD foram investigadas. Trinta e duas crianças de 9 anos de idade, foram solicitadas a manter força e torque isométrico durante vinte segundos em três tarefas manipulativas distintas. Respostas neuromusculares foram mapeadas com intuito de verificar diferenças nos níveis de ativação e co-contração dos músculos. As crianças com DCD apresentaram maior variabilidade do que as crianças sem DCD somente na tarefa de torque em preensão digital. Os resultados da análise das respostas neuromusculares sugerem o uso de estratégias distintas entre os grupos, no entanto, tais achados não foram conclusivos.

Palavras Chave: DCD, controle de força, preensão, força isométrica, desenvolvimento motor.

3.1 Introdução

Nos estudos experimentais que visam compreender as dificuldades da criança com DCD em controlar a força em tarefas manipulativas, comparadas a crianças de idade correspondente e desenvolvimento normal, dois tipos de movimento vêm sendo utilizados nos delineamentos experimentais: o movimento de pressão digital, que consiste em pressionar com o dedo indicador uma tecla ou botão (LUNDY-EKMAN, 1990, 1991; PIEK e SKINER, 1999), e o movimento de preensão digital em forma de pinça, o qual consiste no movimento de segurar um objeto com os dedos indicador e polegar, em oponência (HILL e WING, 1998, 1999; PEREIRA et al., 2001). Para cada tipo de movimento, duas abordagens de investigação tem sido propostas.

Uma destas abordagens inspira-se nos estudos de tarefas de batidas repetitivas (*tapping task*), e utilizam o movimento de pressão digital para avaliar o controle da força associando-o às tarefas de controle de ritmo. Nesta perspectiva, LUNDY-EKMAN (1990) e LUNDY-EKMAN et al. (1991), na tentativa de estabelecer uma ligação específica entre os déficits de processamento no controle de *timing* e força com sinais neurológicos leves observados em crianças *clumsy*^{*}, realizaram uma análise de componentes motores fundamentada na hipótese de que força e *timing* são componentes separados no controle motor (KEELE et al., 1987), associados a sistemas neurais distintos (IVRY, 1986; IVRY e KEELE, 1989).

* O termo *clumsy* foi utilizado com intuito de manter a nomenclatura original utilizada pelos autores.

Para tanto, foram selecionadas 11 crianças normais e 25 crianças (idade entre 7 e 8 anos) com problemas de coordenação, subdivididas em dois subgrupos com base na identificação de sinais neurológicos leves cerebelares (14 crianças) e sinais neurológicos leves de gânglio basal (11 crianças). Os sinais neurológicos leves foram identificados com base nos critérios de TOUWEN (1979) e a proficiência motora, pela forma curta do *Bruininks Oseretsky Test of Motor Proficiency* (BRUININKS, 1978). O critério de inclusão no grupo de crianças com DCD foi abaixo do percentil 40 e no grupo controle, acima do percentil 79. Além das tarefas de ritmo avaliadas, as crianças, na tarefa de controle de força foram solicitadas a pressionar um botão com o dedo indicador (pressão digital), cujo nível de força exercido deveria alinhar-se ao alvo representado por uma linha horizontal em um monitor. O total de doze respostas foram avaliadas, seis com feedback visual do nível do alvo, e seis sem. Os resultados demonstram que as crianças *clumsy* com sinais de gânglio basal foram mais variáveis na resposta do controle de força e aquelas com sinais cerebelares foram mais variáveis em ambos componentes força e *timing*. Isto evidencia o fato de que a criança *clumsy*, independente dos subgrupos, demonstrou maior variabilidade na resposta de força do que as crianças normais, no entanto, a dúvida se o déficit no controle da força está, exclusivamente, associado aos sinais neurológicos leves de gânglio basal, ainda permanece.

Quando a análise da variância total do grupo cerebelar foi decomposta entre componentes estimados de processamento central ou de implementação (WING e KRISTOFFERSON, 1973; WING, 1982), a análise dos resultados sugeriu que a criança *clumsy* foi incapaz de controlar os parâmetros temporais de seus

movimentos, revelando déficits no processamento central. Por conseguinte, as implicações para o controle de força foram discutidas no sentido de que os déficits centrais de *timing* neuromuscular podem explicar a maior variabilidade na resposta de força. A justificativa para tal fato é que o controle de *timing* neuromuscular pode ser necessário para regular a relação temporal estabelecida entre a atividade do músculo agonista e antagonista dentro de um simples pulso de força (LUNDY EKMAN et al., 1991).

Neste sentido, os argumentos de PIEK e SKINNER (1999) confirmam as implicações discutidas por LUNDY-EKMAN (1990), e LUNDY-EKMAN et al. (1991), uma vez que, em seus resultados, as diferenças na variabilidade no controle de força encontradas entre o grupo de crianças com DCD e grupo controle relacionam-se, também, ao *timing* neuromuscular deficitário em crianças com DCD, o que poderia acarretar uma atividade prematura ou atrasada do músculo antagonista, resultando em uma produção de força imprecisa.

PIEK e SKINNER (1999) investigaram o planejamento e execução motora em uma seqüência de batidas dos dedos (pressão digital) com 30 crianças (idade 10 anos), divididas em dois grupos: 15 crianças com desenvolvimento normal constituíram o grupo controle e 15 crianças com problemas de coordenação (*clumsy* / *DCD*) constituíram o grupo experimental. Estas crianças foram identificadas através do *Movement ABC* (ponto de corte abaixo do percentil 15) e pela escala Wechsler de inteligência para crianças (WISC – III; WECHSLER, 1992), na qual nenhuma criança apresentou valores abaixo da média no QI verbal. Os autores destacaram que embora suas premissas apontassem para um déficit central de *timing* (LUNDY

EKMAN, 1990; LUNDY EKMAN, 1991), os resultados sugeriram déficits nas características mecânicas do movimento, ou seja, no estágio de implementação do controle motor, pois as crianças *clumsy* apresentaram um controle mais variável, revelando maior inconsistência no movimento e dificuldades na co-contração muscular.

A divergência entre as conclusões referente ao *locus* dos déficits de controle de força e *timing* nestes dois estudos, ou seja, se os déficits estão associados a componentes centrais ou periféricos, deve ser ponderada pelo fato de que diferentes procedimentos experimentais foram utilizados. PIEK e SKINER (1999) analisaram a tarefa de pressão digital, todavia o protocolo experimental não incluiu uma tarefa específica de controle de força. Esta foi avaliada pela duração do tempo de contato das batidas (*tapping task*). Ao contrário, no estudo de LUNDY-EKMAN (1990), e LUNDY-EKMAN et al. (1991), a força em pressão digital foi diretamente avaliada na tarefa de pressionar um botão instrumentado e manter um nível pré-estabelecido de força, por um tempo determinado em isometria. Entretanto, as tarefas utilizadas nos dois estudos exigem estratégias distintas nos parâmetros temporais de ativação muscular (*timing* neuromuscular), a tarefa de batidas requer contrações alternadas dos músculos agonistas e antagonistas, suficientemente precisas para acelerar e desacelerar o movimento de flexão e extensão do dedo indicador, enquanto que a tarefa de manutenção de força requer contração isométrica dos músculos envolvidos na tarefa. Não obstante, o uso de protocolos distintos, ambos os estudos não avaliaram os parâmetros temporais de ativação muscular através de sinais

eletromiográficos, conforme vêm sendo realizados nos estudos posturais de crianças com DCD (WILLIAMS e CASTRO, 1997).

Dentro de uma outra abordagem experimental, a coordenação entre o controle antecipatório da força de preensão e força de carga inercial vem sendo investigada no sentido de compreender a capacidade da criança com DCD de controlar sua força ao mover um objeto em direções distintas e reagir a diferentes tipos de perturbação.

Nesta perspectiva, HILL e WING (1998) realizaram um estudo de caso comparando o desempenho de uma criança *clumsy* (9 anos) com uma criança de desenvolvimento normal com características idênticas quanto ao sexo, idade, preferência manual e capacidade não verbal. Ambas as crianças foram avaliadas pelo *Movement ABC*, sendo que a criança *clumsy* obteve percentil abaixo de 1, e a criança normal, acima de 89. Inspirados em estudos prévios com adultos (FLANAGAN e WING, 1993), os autores analisaram o movimento de preensão digital em pinça associado à realização de movimentos em direções pré-estabelecidas e, especificamente, verificaram a capacidade da criança em coordenar a força de preensão e a força provocada pelo peso do próprio equipamento, denominada de força de carga inercial. A tarefa consistia em levantar um objeto em movimentos verticais para cima e para baixo. Os resultados revelaram que a criança com DCD apresentou coordenação anormal entre força de preensão e força de carga inercial, em movimentos verticais para baixo. As interpretações destes achados focalizam o resultado do *timing*, ou seja, a capacidade de sincronizar o início da aceleração do movimento com as mudanças na força de preensão, como reflexo da incapacidade da

criança de usar as restrições ambientais (força gravitacional) positivamente em sua vantagem.

Em outro estudo de caso, HILL e WING (1999) acrescentaram perturbações (aumento de peso) simultâneas à preensão digital em pinça e avaliaram a coordenação de força de preensão com força de carga em uma criança com DCD (11 anos de idade, percentil abaixo de 1) e em uma de desenvolvimento normal com características idênticas de gênero, idade, preferência manual e capacidade não verbal. Além disso, os autores incluíram uma tarefa de *timing* (batidas repetitivas), partindo da premissa de que se a criança com DCD exibisse coordenação alterada de força de preensão e de carga, isto poderia refletir dificuldades no *timing* relativo de dois elementos da ação. Isto é, a criança com DCD pode ser capaz de prever o efeito diferencial da gravidade em movimentos para baixo e para cima, mas pode ser incapaz de implementar as mudanças necessárias na coordenação por causa de dificuldades de *timing*. Os autores confirmaram seus achados anteriores, pois a criança com DCD demonstrou uma coordenação anormal da força de preensão com a força inercial, em ambos os movimentos para cima e para baixo.

PEREIRA et al. (2001), dentro desta mesma abordagem, investigaram o controle de força dos dedos durante a precisão do movimento de pegar e levantar um objeto. Neste estudo, 20 crianças com DCD (10 anos de idade), entre as quais 11 delas apresentavam déficits de atenção associados (DAMP) e 12 crianças, de mesma idade, com desenvolvimento normal, foram selecionadas com o objetivo de testar os mecanismos de adaptação da força de preensão em diferentes condições de superfície dedo-objeto. Foram modificadas as superfícies de contato dos dedos com o

equipamento através do uso de materiais que aumentavam ou diminuam a força de atrito. Os autores verificaram, ainda, se os problemas motores identificados nas crianças com DCD e DAMP são causados por mecanismos similares ou diferentes. Os resultados demonstraram que as crianças com DCD e DAMP usam forças excessivas de preensão com uma alta margem de segurança quando levantam os objetos, mas todas as crianças, com ou sem desordem, foram capazes de adaptar suas forças em resposta às diferentes superfícies dedo-objeto. As implicações dos resultados para os níveis de processamento de informação não foram discutidas.

Os estudos revisados sobre o controle de força com crianças com DCD, independente da abordagem experimental, evidenciam uma maior variabilidade na resposta motora e dificuldades de coordenação de forças, quando comparadas com crianças normais de idade relacionadas. A variabilidade vem sendo utilizada como um índice representativo de sucesso na realização de tarefas, isto é, uma alta variabilidade vêm sendo interpretada como um índice de baixa performance e uma baixa variabilidade na resposta motora, interpretada como índice de alta performance e melhor controle e precisão na resposta motora.

Este tipo de interpretação origina a visão de que a variabilidade na performance resulta de um sinal, ou comando no sistema sensorio-motor, transmitido através de um canal ruidoso, ou seja, um ruído imposto a um sinal determinístico (FITTS, 1954; SCHMIDT et al., 1979). Assim, as variações em torno de um alvo critério têm sido vistas como falhas na realização da tarefa, como respostas incorretas, inconsistentes, ou freqüentemente, como erros randômicos. Neste sentido, a variabilidade da resposta pode ser identificada como representativa do ruído do

sistema sensório-motor - irrelevante e não funcional. Esta visão tem suas raízes nos pressupostos teóricos de controle motor, nos quais a redução na variabilidade da resposta motora é atingida por um mecanismo que reduz ou diminui o ruído intrínseco do sistema neuromotor (MEYER et al., 1988; VAN GALEN e DE JONG, 1995). Mas, sobre outro ponto de vista, a variabilidade têm sido considerada necessária ao comportamento exploratório e de grande valor adaptativo, permitindo ao organismo captar informações sobre si mesmo, do ambiente e da sua capacidade de operar com o ambiente, conforme têm demonstrado alguns estudos sobre flutuações nas respostas de *timing* (BLAKWELL e NEWELL, 1996; GILDEN et al., 1995; YAMADA, 1995a 1995b), sobre estabilidade postural (COLLINS e DE LUCA, 1993; NEWELL e CORCOS, 1993) e controle de força isométrica (SLIFKIN e NEWELL, 1999; SLIFKIN e NEWELL, 2000; DEUTSCH e NEWELL, 2001). Estas recentes análises indicam que as flutuações encontradas nas respostas motoras não são randômicas ou consideradas erros, mas, ao contrário, exibem um grau de regularidade que pode ser atribuído ao processo de adaptação e controle de sistemas complexos, sugerindo que as flutuações na resposta são necessárias ao comportamento controlado e sua diminuição poderia acarretar em prejuízos ao sistema sensório-motor.

Nos estudos de controle de força com crianças com DCD, a distinção entre variabilidade e irregularidade na resposta motora não foi investigada. Uma das razões pela qual esta distinção não tenha sido realizada deve-se aos limites impostos pelas variáveis utilizadas para caracterizar a resposta motora. O uso predominante de estatísticas descritivas resumidas, tais como desvio padrão da resposta de força dos

sujeitos, oferece somente uma imagem global e estática do comportamento e negligencia a caracterização da relação de tentativa a tentativa, ou momento a momento, do evento realizado em uma série temporal (NEWELL e CORCOS, 1993). O desvio padrão oferece um índice do grau de desvio de um ponto na distribuição dos escores, capturando somente a amplitude da flutuação na resposta do sistema, ou seja, sua magnitude. No entanto, estas variações podem também ser medidas ao longo de outra dimensão e independente da magnitude, isto é na estrutura da resposta do sistema e como ela muda ao longo do tempo. Estas medidas referem-se à dinâmica do comportamento e podem revelar indícios de como a resposta motora evolui no tempo, permitindo avaliações da natureza das flutuações na variabilidade da resposta motora. Para a realização dos estudos sobre a estrutura da resposta, de força os autores têm recorrido à análise da densidade espectral de potência e/ou o cálculo da entropia aproximada (SLIFKIN e NEWELL, 1998; 1999; SLIFKIN e NEWELL, 2000; DEUTSCH e NEWELL, 2001).

Neste sentido, o objetivo do presente estudo foi o de avaliar as diferenças no controle de força isométrica em crianças de idade escolar com e sem DCD. A estrutura da resposta do sistema motor em relação à performance foi analisada em três tarefas manipulativas distintas, com a intenção de se confirmar a premissa de que a performance da criança sem DCD apresenta-se melhor pela capacidade atingida do sistema sensório-motor de organizar apropriadamente sua resposta, conforme as demandas impostas pela tarefa, o que pode não acontecer com as crianças com DCD. A hipótese formulada foi de que o sinal de resposta de força produzido apresentaria uma menor variabilidade e uma maior irregularidade nas crianças sem DCD, quando

comparadas às crianças com DCD. Foi esperado, também, que a mesma relação entre variabilidade e irregularidade fosse encontrada nas três tarefas investigadas, em cada um dos grupos. Essa segunda hipótese foi formulada baseada na facilidade ou dificuldade do sistema sensório-motor de ajustar-se às diferentes restrições impostas pelo tipo da tarefa. Em outras palavras, se a criança com DCD apresentasse como comportamento típico de sua desordem uma resposta mais variável no controle de força, esta resposta, possivelmente, não diferiria entre as tarefas.

Não obstante, respostas neuromusculares foram mapeadas em ambos os grupos, a fim de relacioná-las aos índices de variabilidade e irregularidade encontrados nas diferentes tarefas manipulativas. O interesse em estabelecer esta relação originou-se do pressuposto na literatura de que o controle de *timing* neuromuscular é necessário para regular a relação temporal estabelecida entre a atividade do músculo agonista e antagonista (LUNDY-EKMAN, 1990, 1991; PIEK e SKINER, 1999), cujas implicações podem ser constatadas nos maiores índices de variabilidade nas crianças com DCD, tanto nas tarefas de força, quanto nas de ritmo de batidas repetitivas (*tapping task*). A justificativa para este fato é que as variações no início da ativação muscular, medidas pelo atraso na contração dos músculos envolvidos na tarefa, da criança com DCD, bem como a co-contração dos músculos agonistas e antagonistas, podem alterar a estabilidade do movimento. Esta co-contração é destacada por WINTER (1990) como causa de ineficiência mecânica do movimento, porque os músculos contrapõem-se um ao outro sem produzir torque algum, como por exemplo, em algumas patologias como hemiplegia e paralisia

cerebral espástica. Todavia, o autor destaca, também, que ela é necessária para estabilizar a articulação de movimentos como andar e correr.

Embora os estudos discutam estas idéias, tais constatações não foram empiricamente testadas em tarefas manipulativas com crianças com DCD. Os parâmetros temporais do movimento têm sido investigados através de respostas motoras obtidas e, a partir de então, implicações para estabilidade e variabilidade motora vêm sendo discutidas. No entanto, em um outro nível de análise, repostas neuromusculares identificadas nos padrões de ativação dos músculos envolvidos na ação, medidas por eletromiografia de superfície, têm permitido o mapeamento das estratégias utilizadas na organização de respostas musculares para estabilizar o padrão de movimento requerido (WOOLLACOTT e SVEISTRUP, 1992). Em crianças com DCD, a análise do controle postural reúne a maioria dos estudos eletromiográficos (WILLIAMS et al., 1983; WILLIAMS e WOOLLACOTT, 1997; WILLIAMS e CASTRO, 1997), os quais têm demonstrado uma maior variabilidade na latência de respostas neuromusculares e alterações no padrão de seqüenciamento de ativação dos músculos da criança com DCD, acarretando em déficits na estabilidade postural.

A hipótese formulada para este tipo de análise foi de que os níveis de ativação neuromuscular e índices de co-contração seriam maiores nos grupos (DCD e controle) que apresentassem um maior índice de variabilidade e uma menor irregularidade na resposta de controle de força e torque.

3.2 Materiais e Métodos

Seleção dos participantes

A amostra constituiu-se de 32 crianças com 9 anos ($9,5 \pm 0,3$ anos), de ambos os sexos, estudantes de duas escolas estaduais de ensino fundamental, localizada no município de Porto Alegre – RS. A escolha dessa faixa etária baseou-se, primeiramente, no DSM IV (1995), no qual constata-se uma prevalência da DCD em crianças na faixa etária entre 5 aos 11 anos e, a segunda, e mais preponderante razão para a desta idade, foi a possibilidade de efetuar-se comparações com os achados preliminares do estudo desenvolvimental realizado com grupos de crianças de 7, 9 e 11 anos de idade. A opção por uma idade intermediária a este desenho experimental viabilizaria comparações com crianças mais jovens e mais velhas na capacidade de controle de força isométrica, uma vez que a desordem é caracterizada como sendo desenvolvimental. Os participantes foram subdivididos em dois grupos distintos, experimental (DCD) e controle (Normal), ambos com 16 crianças (8 meninos e 8 meninas).

O processo de recrutamento e seleção dos participantes consistiu de uma triagem, onde 78 crianças estiveram envolvidas e, além da idade (9 anos) foram utilizados como critérios de *inclusão* no grupo com DCD: (1) a informação dos professores e pais sobre nenhum registro de problemas neurológicos, até então, na história de vida da criança; (2) um percentil abaixo de 5% no *Movement ABC* (HENDERSON e SUGDEN, 1992), apesar de muitos pesquisadores utilizarem 15%, este ponto de corte (5%) é considerado mais conservador e têm sido recomendado

por pesquisadores e estudos recentes (GEUZE et al., 2001); (3) a não observância da presença de sinais neurológicos leves típicos, tais como coréia, atetose, sincinesia, disdiadosincinesia, tremor intencional e dismetria (TOUWEN, 1982), no decorrer da realização do teste de proficiência motora, feita por um profissional de fisioterapia. Como critério de *exclusão* foram consideradas as dificuldades de coordenação devido a uma condição clínica médica conhecida e observável, tais como paralisia cerebral, hemiplegia ou distrofia muscular, observada, também, pelo fisioterapeuta na avaliação motora.

Uma das características essenciais da criança com DCD é o seu destacado prejuízo no desenvolvimento da coordenação motora, a qual interfere significativamente em suas atividades acadêmicas escolares de vida diária (APA, 1994). Todavia, dificuldades de aprendizagem e déficits de atenção podem estar associados à DCD e, neste estudo, reconhece-se a possibilidade de ocorrência de tal fato, pois não foi utilizado nenhum teste específico com a finalidade de avaliar os déficits associados.

As crianças do grupo controle foram selecionadas a partir dos seguintes critérios: (1) idade com ± 3 meses de diferença das crianças selecionadas para o grupo com DCD; (2) a informação dos professores e pais sobre nenhum registro de problemas neurológicos, até então, na história de vida da criança; (3) um percentil acima de 35% no *Movement ABC* (HENDERSON e SUGDEN, 1992). Os detalhes sobre a idade e escores obtidos no *Movement ABC* estão resumidos na Tabela 1.

Tabela 3.1 Caracterização dos sujeitos

Grupo	Idade (anos)		Escore MABC		% MABC	
	M	(DP)	M	(DP)	M	(DP)
DCD (N = 16)	9,0	(0,2)	16,6	(3,9)	3,1	(2,2)
Controle (N = 16)	9,6	(0,3)	4,3	(1,6)	52,7	(16,9)

[M = média; (DP) = Desvio Padrão]

Obteve-se o consentimento do responsável legal das crianças (Anexo 2), e respeitou-se a recusa em participar do estudo em qualquer momento, seja qual tenha sido o motivo, reconhecendo que a criança tem dignidade independente da idade, do grau de capacidade e de autonomia, conforme as disposições da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. A realização deste estudo foi aprovada pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Descrição dos sistemas

Este estudo envolveu além da avaliação do controle de força em três tarefas distintas (pressão digital, preensão digital em pinça e torque em preensão digital – Figura 3.1), o monitoramento simultâneo dos níveis de ativação elétrica dos músculos envolvidos nas tarefas, com o intuito de melhor compreender as estratégias e mecanismos subjacentes utilizados no controle dos movimentos. Para isto, os seguintes sistemas foram selecionados: (a) um sistema de medição de força; (b) um sistema de medição de torque; (c) um sistema de medição da atividade eletromiográfica; (d) um sistema de feedback visual da resposta de força e torque (Figura 3.2). Os sistemas de medição de força e torque consistem de um transdutor

(um para força e outro para torque), um condicionador de sinais, um conversor analógico digital e um microcomputador.

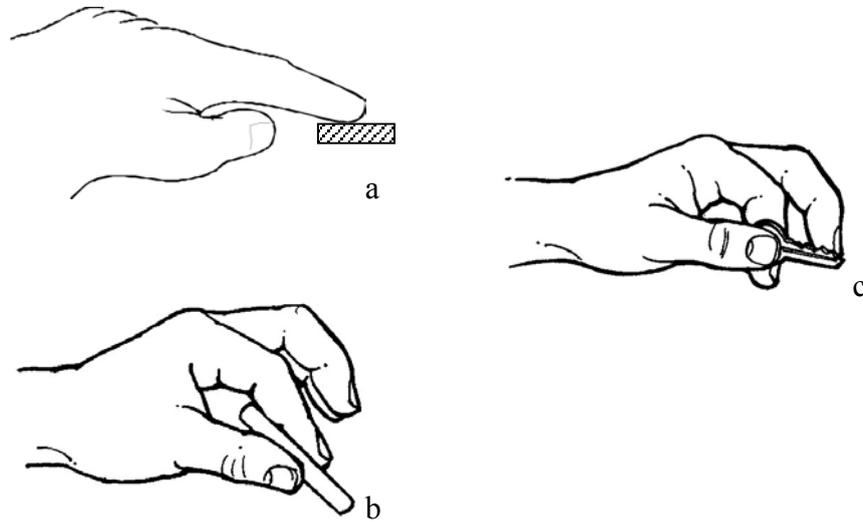


Figura 3.1 Ilustração da tarefa de pressão digital (a); preensão digital em pinça (b); torque em preensão digital (c).

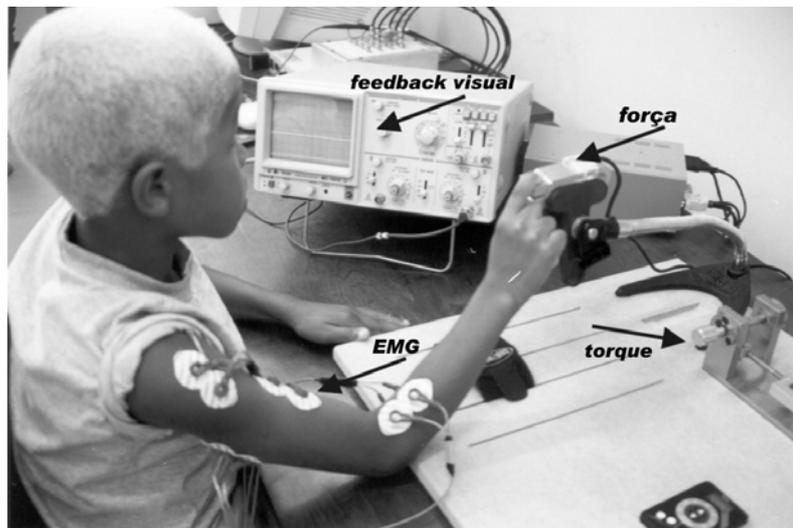


Figura 3.2 Indicação dos sistemas utilizados para a aquisição dos dados.

a) Sistema de medição de força de pressão digital e preensão digital em pinça

O transdutor do sistema de medição de força de pressão e preensão digital em pinça consistiu de uma célula de carga (Figura 3.3), similar à desenvolvida por LUSA e ZARO (1999). Esta célula é uma barra de metal em forma de U (uma pinça do ponto de vista geométrico), instrumentada com extensômetros de resistência elétrica (*strain gauges*) conectados em forma de meia ponte de Wheatstone. Esta barra (liga de alumínio AL 7075 T6) tem as dimensões de 100 mm X 7 mm X 25 mm, com dois sensores colocados na região interna da célula de carga, sendo que um colocado no sentido transversal (compressão), e o outro, no sentido longitudinal (tração), na extremidade oposta onde é aplicada a força. Para tal instrumentação, foram utilizados *strain gauges* da marca KYOWA, KGF – 2 – 120 – C1 – 23, para alumínio com 2mm de grade. Esta célula foi dimensionada para suportar uma carga máxima de 140N e possui sensibilidade de 0,01 N. A calibração da célula de carga foi realizada para o conhecimento da linearidade e para conversão da resposta elétrica em força (Anexo 3).

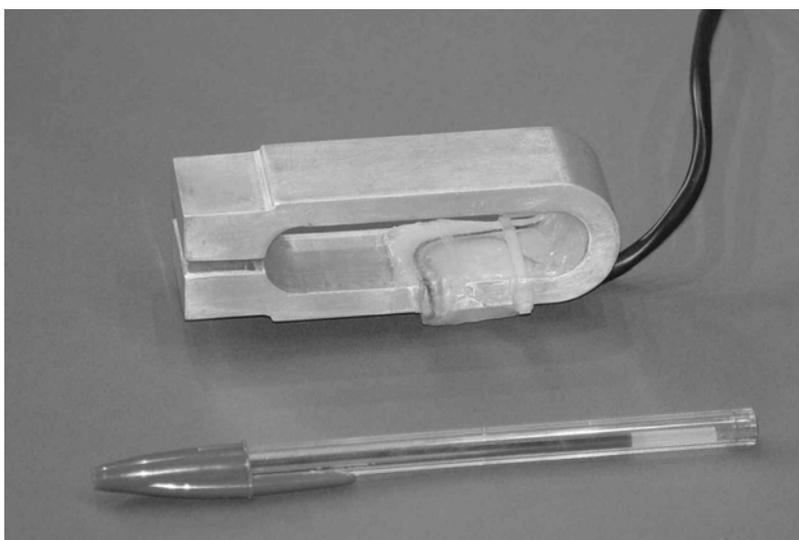


Figura 3.3 Ilustração da Célula de Carga

Para a medição de força de pressão digital, a célula foi acoplada a um suporte de madeira, o qual permitiu sua fixação, impedindo o deslizamento da célula sobre a superfície de apoio (Figura 3.5). Para a tarefa de preensão digital em pinça, a célula foi usada em suspensão e fixada por um prendedor adaptado a um pedestal de mesa com altura ajustável, marca ASCR (Figura 3.6). Em ambos os casos, o mecanismo de fixação não interferiu na aquisição dos dados.

O sinal elétrico emitido da célula de carga foi transmitido para um condicionador de sinais ENTRAN MSC6, com módulos MSC-A1, utilizando alimentação de ponte de 1V e ganho de 1K. O sinal amplificado foi convertido por uma placa analógico-digital de 16 canais (Dataq Instruments, Inc. Akron, USA), e os dados foram coletados pelo software CODAS e armazenados em microcomputador (modelo Pentium 200).

b) Sistema de medição de torque em preensão digital

O transdutor do sistema de medição de torque em preensão digital (Figura 3.4), desenvolvido por OLIVEIRA et al. (2002), foi construído em aço, com uma base de 20 cm de comprimento e 7 cm de largura, sobre a qual dois suportes de 7,5 cm de altura fixam um eixo que transmite o torque aplicado no botão para uma célula de carga comercial (ALFA, modelo S5). O botão utilizado foi confeccionado em alumínio possuiu diâmetro de 20 mm. O maior detalhamento do transdutor de

medição de torque e os dados referentes à calibração do sistema, constam na nota técnica do equipamento descrita no Apêndice A.

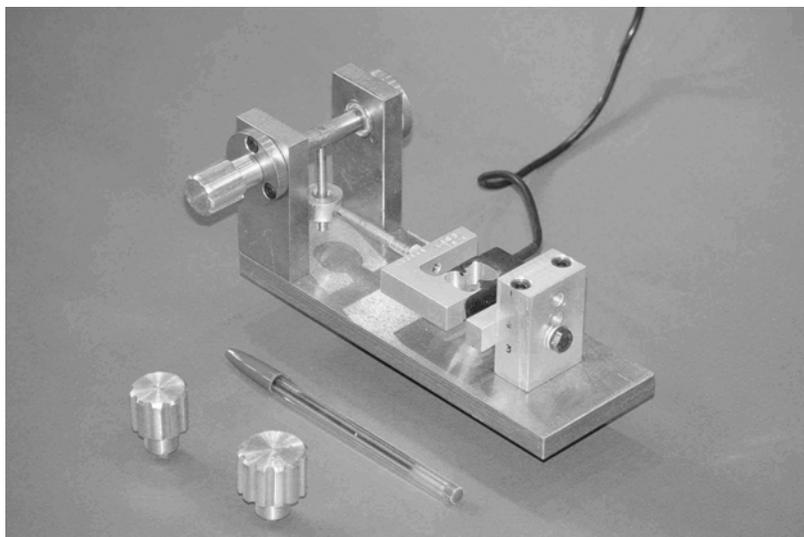


Figura 3.4 Ilustração do transdutor de torque

Para a medição do torque em preensão digital, o transdutor foi, também, fixado em um suporte de madeira, o qual permitiu maior estabilidade na execução da tarefa sem interferência na aquisição dos dados (Figura 3.7). O sinal elétrico coletado deste transdutor foi transmitido para o mesmo condicionador de sinais anteriormente citado.

c) Sistema de medição de atividade eletromiográfica

O nível de ativação elétrica dos músculos envolvidos nas tarefas foi medido por um eletromiógrafo BORTEC (Bortec Electronics Inc., Calgary, Canadá). O eletromiógrafo possui um amplificador que permite o uso selecionável de ganhos de

x 1, 100, 200, 500, 1K, 2K e 5K, com oito canais dotados de pré-amplificadores distantes dez centímetros dos eletrodos. O eletromiógrafo foi conectado ao microcomputador através da mesma placa analógico-digital dos sistemas de medição de força e torque.

Para o registro do sinal eletromiográfico (EMG), foram utilizados eletrodos descartáveis de superfície, marca Kendall (MEDITRACE –100; Ag/AgCl; diâmetro de 3 cm com adesivo de fixação), na configuração bipolar. A taxa de amostragem para a aquisição do sinal foi de 2880 Hz (taxa total 20 kHz por 7 canais) para cada um dos canais. Foram observados os padrões sugeridos por MERLETTI e DI TORINO (1999), para o registro de sinais EMG, e recomendados pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia, bem como as referências de SODERBERG e KNUTSON (2000), recomendadas pela Sociedade Internacional de Biomecânica e Sociedade Brasileira de Biomecânica.

Os músculos foram selecionados de acordo com a sua contribuição no movimento de pressão, preensão digital em pinça e prono-supinação. Os eletrodos foram alinhados longitudinalmente às fibras musculares e fixados sobre o ventre mais proeminente dos seguintes grupos musculares: porção medial do deltóide (DT), bíceps (BI), tríceps (TR), grupo de flexores do punho e dedos (GF) e grupo de extensores do punho e dedos (GE). O eletrodo de referência foi fixado na porção medial da clavícula direita. A referência ao grupo de flexores e extensores do punho e dedos, e não a um músculo específico, deu-se pela dificuldade de precisar a captação do sinal EMG nesta região do antebraço. A grande área de abrangência que os eletrodos de superfície apresentam, acarreta o risco de captar sinais de outros

músculos, e não apenas daquele que se pretende estudar, fenômeno conhecido por *cross-talk*. (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985; MOGK et al., 2003). Reconhecendo-se esta limitação, optou-se por posicionar os eletrodos no terço proximal anterior e posterior do antebraço, e referir-se ao sinal oriundo destas regiões como sendo proveniente de todo o grupamento muscular flexor e extensor do punho e dos dedos.

d) Sistema de feedback visual

Um feedback visual foi fornecido aos sujeitos sobre o nível de força por ele exercido nos sistemas de força e torque. Para este fim foi utilizado um osciloscópio analógico MINIPA, modelo MO-1221S, de dois canais, com faixa de frequência 20 MHz, sensibilidade máxima de 1mV/DIV e tempo máximo de varredura de 20ns/DIV. Este feedback também serviu como referência ao pesquisador para o cálculo da força relativa desejada no momento da coleta de dados.

Procedimentos e protocolo experimental

Os participantes do estudo foram recebidos no local da coleta e informados sobre os equipamentos, os procedimentos de preparação e sobre as tarefas a serem realizadas. Em seguida, iniciou-se a preparação dos sujeitos e a limpeza da pele com álcool, fixação dos eletrodos no ventre proeminente dos músculos selecionados e colocação do eletrodo de referência na clavícula direita da criança.

Para a realização das tarefas de força foi solicitado que a criança sentasse sobre uma cadeira de altura ajustável e apoiasse seu antebraço sobre a mesa posicionada à sua frente com os equipamentos. O protocolo de tarefas incluiu, inicialmente, os movimentos de pressão digital e preensão digital em pinça, os quais foram realizados na célula de carga.

A pressão digital foi realizada em flexão (aprox. 45°) e abdução do ombro (aprox. 45°), com o antebraço apoiado sobre o suporte de madeira, cotovelo flexionado (aprox. 40°), punho em extensão (aprox. 25°), apoiado sobre os dedos em flexão (exceto o indicador) e sobre o polegar em adução. Para evitar um aumento da abdução do ombro no momento de produção de força na tarefa, o antebraço permaneceu contido por uma cinta fixando o antebraço ao suporte de madeira. A pressão digital consistiu na flexão/extensão do indicador na articulação metacarpofalangeana e interfalangeana proximal e distal (Figura 3.5).

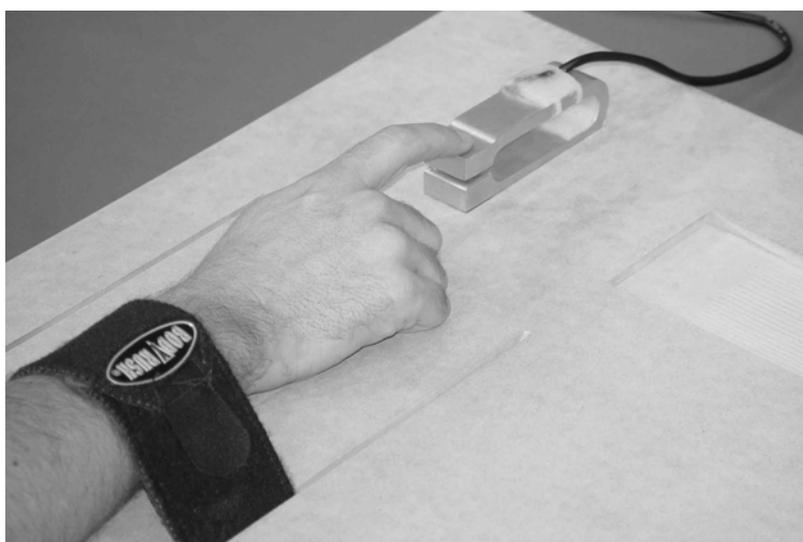


Figura 3.5 Ilustração da tarefa de pressão digital

A preensão digital em pinça foi executada com apoio do cotovelo sobre a mesa, ombro com abdução e flexão (aprox. 45°), cotovelo flexionado (aprox. 90°), punho flexionado (25°). A preensão em pinça consistiu da oponência do polegar ao indicador flexionado na articulação metacarpofalangeana e interfalangeana proximal (Figura 3.6).

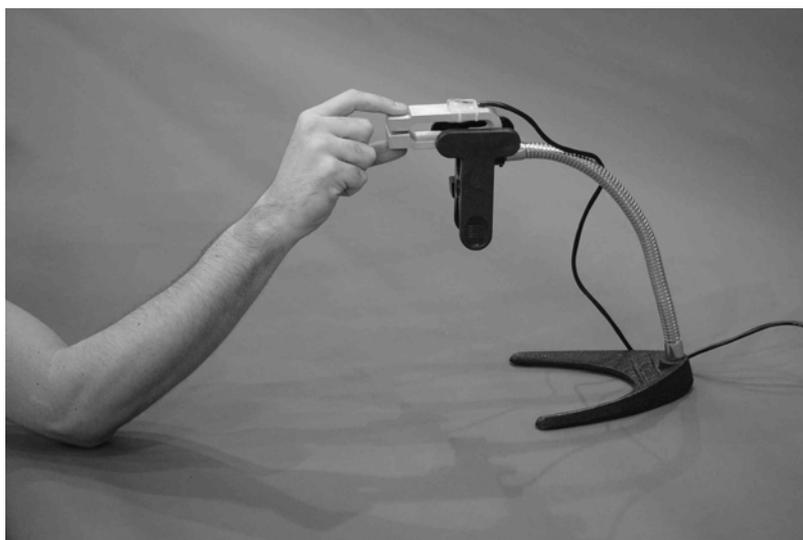


Figura 3.6 Ilustração da tarefa de preensão digital em pinça.

O torque em preensão digital foi realizado sobre o botão do transdutor de torque também com apoio do cotovelo sobre o suporte de madeira. O ombro foi mantido em abdução e flexão (aprox. 45°), o cotovelo em flexão (aprox. 40°) mantendo o antebraço quase paralelo à mesa, porém sem apoiá-lo, o punho em extensão (aprox. 25°) com desvio ulnar (aprox. 30°). A preensão digital consistiu da oponência do polegar ao indicador flexionado na articulação metacarpofalangeana e interfalangeana proximal e o torque aplicado no botão de 20 mm, gerado pela supinação (no sentido horário para os destros e anti-horário para os sinistros) foi realizado em isometria (Figura 3.7).

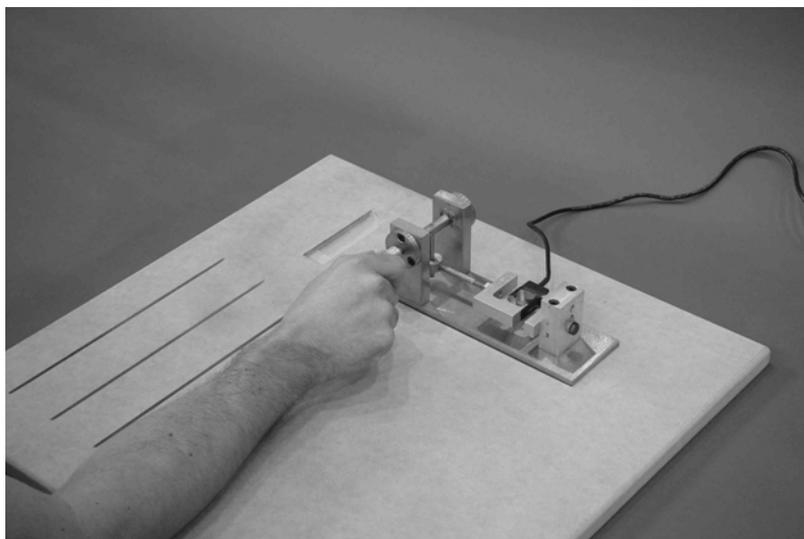


Figura 3.7 Ilustração da tarefa de torque em preensão digital

Todas as tarefas foram testadas em duas situações experimentais distintas:

a) Força isométrica máxima - a criança foi orientada a produzir seu nível máximo de força / torque no equipamento, por aproximadamente, dois segundos.

b) Força isométrica submáxima: a criança foi incentivada a manter, durante vinte segundos (20s), 40% da força máxima realizada anteriormente. Para isto, foi oferecido um feedback visual (osciloscópio), no qual a criança teve que sobrepor uma linha (sinal de força) à outra estabelecida como referência no osciloscópio (40% da força máxima).

Em todas as tarefas, foram oferecidas à criança duas tentativas preliminares de prática visando a familiarização com o equipamento e tarefa. Nestas tentativas preliminares de prática, não foi solicitada a manutenção do controle de força em isometria no tempo total estabelecido para testagem (20s), evitando a fadiga física e

o desinteresse por parte da criança. Em seguida, a terceira tentativa executada foi considerada válida, para fins de coleta caso as condições mínimas estabelecidas para a situação experimental tenham sido satisfeitas. Quando necessário, foram realizadas novas execuções para um melhor esclarecimento da tarefa.

Para determinação do nível de força, considerou-se que o desvio padrão da resposta de força aumenta exponencialmente com o aumento da força pré-estabelecida (SLIFKIN e NEWELL, 1998, 2000). Além disso no estudo piloto realizado, percebeu-se que as crianças tiveram dificuldades em produzir respostas de controle de força durante os 20s a 50% da força máxima, motivo pelo qual se estabeleceu o nível de 40% da força máxima neste protocolo.

Análise dos dados

Os sinais armazenados da célula de carga e do transdutor de torque foram processados no software de aquisição e análise de dados SAD32 (versão, 2.61.07mp, 2002). O sinal proveniente da tarefa de força foi filtrado com um filtro do tipo passa baixa *Butherworth* de nona ordem, com frequência de corte de 30 Hz. Posteriormente, as curvas foram convertidas a partir das equações definidas no processo de calibração da célula de carga e do transdutor de torque, transformando os valores adquiridos de tensão elétrica (volts) para força (N), e torque (Nm). Ver, respectivamente, Anexo 3 e Apêndice A.

Para análise da variabilidade, foi considerado somente o platô de produção da resposta de força e torque isométrico, desconsiderando a fase transiente do sinal. Para evitar uma análise do processo inicial de adaptação da criança ao feedback

visual, foram omitidos os segundos iniciais das tentativas, considerando, para fins de análise, os últimos quinze segundos do platô de força. Foram calculados os valores relativos da média de força produzida e desvio padrão através do software SAD32 (versão, 2.61.07mp, 2002). O cálculo do coeficiente de variação (desvio padrão / média) foi realizado em planilha do software Microsoft Excel[®], o qual serviu como índice da performance, ou seja a razão entre a variação representativa das flutuações da resposta, ponderado pelo valor médio (40%) do sinal requerido.

Para análise da irregularidade na estrutura da resposta de força, dois procedimentos têm sido utilizados (SLIFKIN e NEWELL, 1999; SLIFKIN e NEWELL, 2000; DEUTSCH e NEWELL, 2001). Um deles é a análise da densidade espectral de potência, que descreve o sinal em função do tempo em termos de um ritmo ou frequência. Este procedimento calcula a frequência de oscilação de várias formas de ondas constituindo o sinal em ciclos por segundo ou Hertz (Hz), e determina sua relativa contribuição em termos de variância ou, mais especificamente, potência (DEUTSCH e NEWELL, 2001). Para isto, os autores dividem a quantidade de potência correspondente à frequência modal do sinal de força pela quantidade total de potência do espectro, em uma amplitude de 0 a 10 Hz (amplitude de maior concentração da potência). Esta medida permite a comparação estatística entre os sujeitos participantes do estudo, no entanto, os autores argumentam que ao reduzir o sinal a um conteúdo de frequência, perdem-se informações das propriedades de evolução do sinal em função do tempo. Em razão desta crítica, o cálculo da densidade espectral de potência foi realizado, todavia não foram extraídos valores específicos, cujas médias seriam comparadas entre os grupos investigados.

Diferentemente, um perfil médio do espectro de potência de cada grupo foi calculado com intuito de qualificar a discussão dos resultados encontrados.

A função Entropia Aproximada – $EnAp^{m,r}$ (PINCUS, 1991), outro procedimento também utilizado como medida de irregularidade do sinal de força, examina a estrutura seqüencial do sinal e mede sua regularidade e complexidade no domínio do tempo. Ao contrário da média e desvio padrão, que oferecem informações sobre a magnitude do sinal, a $EnAp$ oferece informações de como o sinal muda em função do tempo (PINCUS e GOLDBERGER, 1994). Esta medida utiliza um procedimento de probabilidade condicional para quantificar a estrutura seqüencial, ou regularidade, com que o sinal evolui no tempo, determinando o quanto o sinal pode exibir padrões repetidos em sua evolução através do tempo, em outras palavras, sua previsibilidade. O valor da $EnAp^{m,r}$ varia de 0 a 2, onde sinais altamente regulares e previsíveis, que contém uma ordem através do tempo, como por exemplo uma senóide, terão valores próximos a zero. Ao contrário, valores próximos de 2 poderão ser constatados quando analisados sinais altamente irregulares, randômicos e imprevisíveis através do tempo, assim como num ruído branco Gaussiano. Para este estudo a $EnAp^{m,r}$, foi calculada através de uma rotina de programação elaborada no software MATLAB® [versão 5.3 (MATCHWORKS, 1996)]. O valor da $EnAp^{m,r}$ foi calculada para o sinal de força produzido usando um comprimento do período $m = 2$ e um filtro com largura de $r = 0,2$. Um maior detalhamento do uso desta função pode ser encontrado no Apêndice B.

O sinal eletromiográfico foi processado através do cálculo do valor RMS com janela móvel de 0,57s, do tipo *Hamming*, [software SAD32 (versão, 2.61.07mp,

2002)] e, normalizado pelo valor máximo da atividade elétrica de cada grupo muscular na tarefa de força voluntária máxima (FVM) e torque voluntário máximo (TVM), cujo sinal passou pelo mesmo tipo de processamento. A comparação entre os diversos grupos musculares monitorados foi realizada através dos valores normalizados. Valores RMS relativos à ativação dos músculos monitorados durante a execução da tarefa foram extraídos, no intuito de identificar as possíveis diferenças de estratégias de ativação neuromuscular utilizadas pelas crianças com e sem DCD, no controle de seus movimentos.

Para a análise da relação estabelecida entre a ativação muscular dos agonistas e antagonistas, foi calculado o percentual de co-contração, a partir do cálculo da área representativa da ativação dos músculos agonista e antagonista (bíceps e tríceps; flexores e extensores), bem como da área de ativação comum aos dois músculos (Figura 3.8). Este procedimento baseou-se na equação desenvolvida por FALCONER E WINTER (1985) para quantificar a co-contração muscular através do cálculo do torque gerado pelos músculos agonistas e antagonistas. Na obra de WINTER (1990), o autor apresenta uma equação modificada (Equação 1), partindo de análises do perfil de ativação EMG (tensão e relaxamento) dos músculos envolvidos na tarefa. Segundo o autor, esta forma de análise envolve as mudanças no padrão de ativação variando em função do tempo.

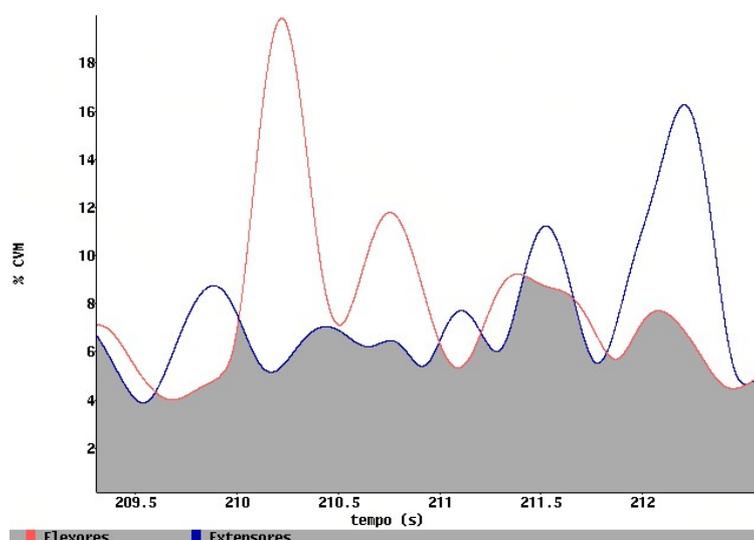


Figura 3.8 Ilustração do perfil da atividade EMG de dois músculos agonistas e antagonistas com a área representativa da co-contração muscular na realização da tarefa de pressão digital.

$$\% COCON = 2 \times \frac{\text{área comun } AB}{\text{área } A + \text{área } B} \times 100\% \quad (\text{Equação 1})$$

Tratamento Estatístico

Análises estatísticas foram realizadas para cada uma das variáveis dependentes (coeficiente de variação e entropia aproximada), usando um delineamento em blocos casualizados com transformação logarítmica (CALLEGARI-JACQUES, 2003): 3 (grupos de idade) X 1 (% força / torque); 3 (tarefas) X 1 (% força / torque). Para as variáveis cuja normalidade dos dados foi confirmada, utilizou-se análise de variância de um fator (ANOVA *one way*) e *post hoc* de *Tukey* e, caso contrário, foi realizado o teste não paramétrico de *Mann – Whitney U*. O nível de significância estabelecido foi de 5%.

3.3 Resultados

Variabilidade no sinal de força:

Os valores médios correspondentes ao coeficiente de variação (SD/M), comparados entre os grupos em cada uma das tarefas, são mostrados na Figura 3.9. Os grupos não diferiram entre si, tanto na tarefa de pressão digital, quanto na tarefa de prensão digital em pinça, no entanto, quando comparados na tarefa de torque em prensão digital, o grupo com DCD apresentou maior variabilidade do que o grupo controle [$F(1,30) = 7,123$; $p = 0,012$]. Na análise intertarefas, o grupo de crianças normais apresentou uma maior variabilidade no controle de força do que no controle de torque, ou seja, a tarefa de torque em prensão digital diferiu [$F(2,45) = 6,992$; $p = 0,002$] da tarefa de pressão digital ($p = 0,011$) e da tarefa de prensão digital em pinça ($p = 0,004$). O grupo com DCD não apresentou diferenças entre as tarefas.

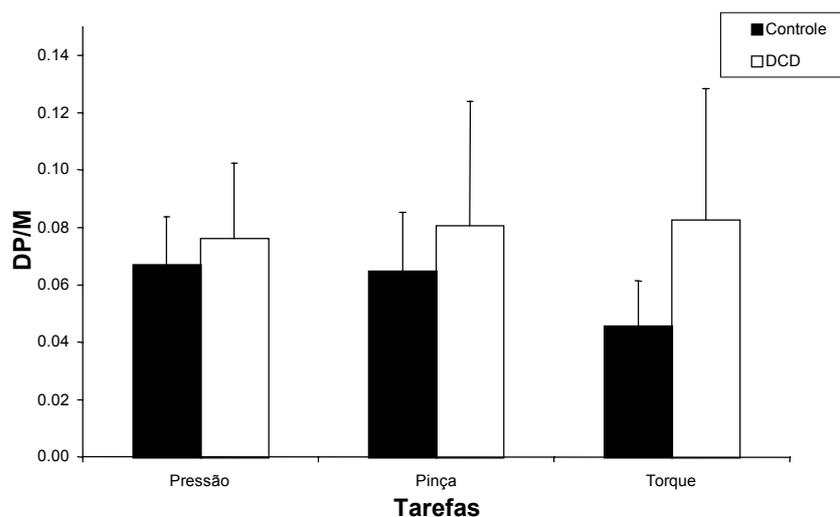


Figura 3.9 Valores médios do coeficiente de variação (CV) e respectivos desvios padrão de cada grupo, agrupados por tarefas.

Regularidade do sinal de força:

A comparação dos valores de $EnAp^{m,r}$ entre os diferentes grupos, em cada uma das tarefas, está representada na Figura 3.10. Ambos os grupos investigados não diferiram quanto ao nível de irregularidade da resposta do sinal de força e torque, quando comparados entre si. Da mesma forma, a análise intertarefas não identificou diferenças significativas entre os dois grupos. Tanto no grupo com DCD, quanto no grupo normal, o índice de $EnAp$ do sinal diferiu entre as tarefas [$F(2,45) = 19,323$; $p < 0,001$] e [$F(2,45) = 18,565$; $p < 0,001$], respectivamente. Ambos os grupos apresentaram um índice significativamente menor de irregularidade na tarefa de torque em prensão digital do que nas demais tarefas investigadas ($p < 0,001$).

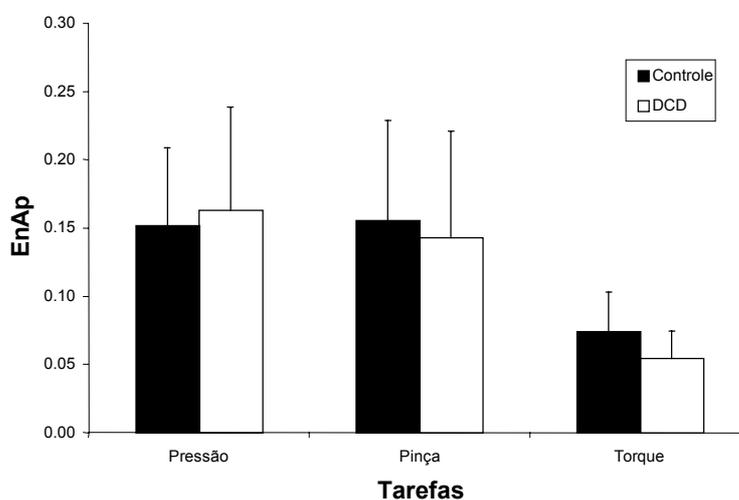
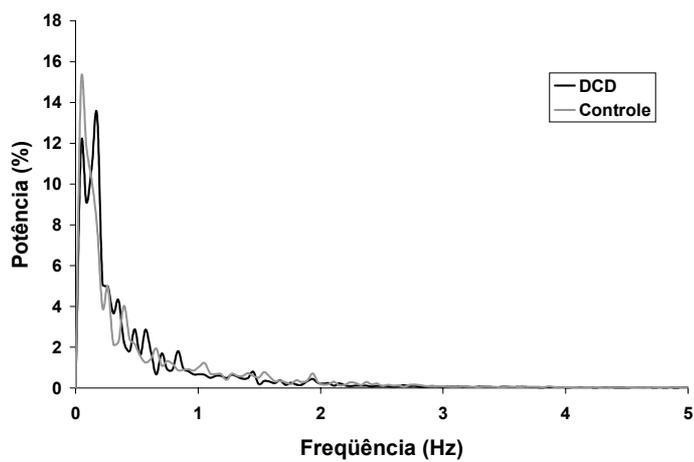
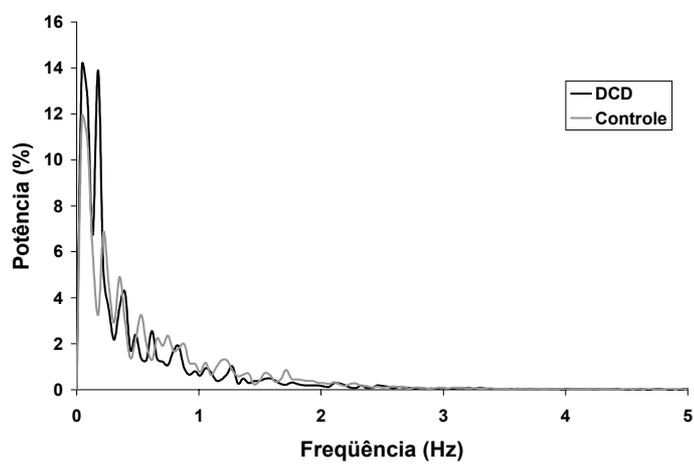


Figura 3.10 Valores médios da $EnAp$ e respectivos desvios padrão agrupados por tarefas.

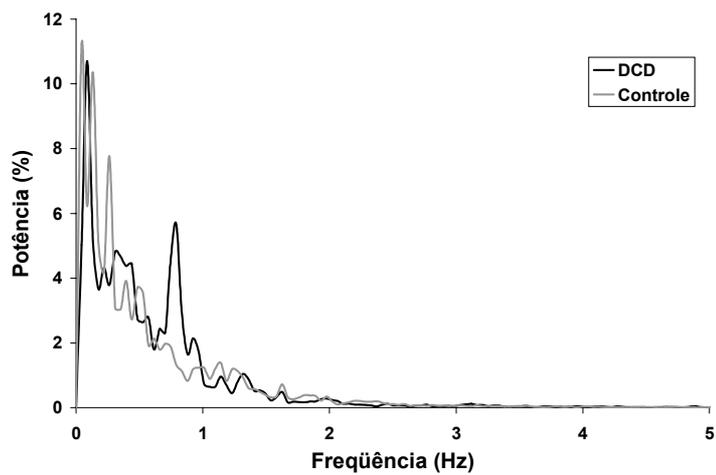
A Figura 3.11 mostra o perfil da densidade espectral da potência dos grupos em cada uma das tarefas investigadas, onde a amplitude do espectro de potência está representada em valores relativos à potência total de 0 a 10 Hz, em cada frequência. Uma curva média do espectro de potência foi calculada como representativa de cada grupo, possibilitando, assim, uma inspeção qualitativa do perfil de cada grupo e, de cada uma das tarefas. Nas tarefas de pressão digital [Figura 3.11(a)] e prensão digital em pinça [Figura 3.11(b)], os grupos apresentam características similares no que se refere ao espectro de potência. A compressão espectral em ambas as tarefas, para os dois grupos, revelou um comportamento similar de distribuição de frequências na resposta de controle de força. Mas, na tarefa de torque em prensão digital [Figura 3.11(c)], uma distribuição maior de frequências ao longo do espectro pode ser constatada pela característica mais expandida do espectro de potência, especialmente no grupo de crianças com DCD.



(a)



(b)



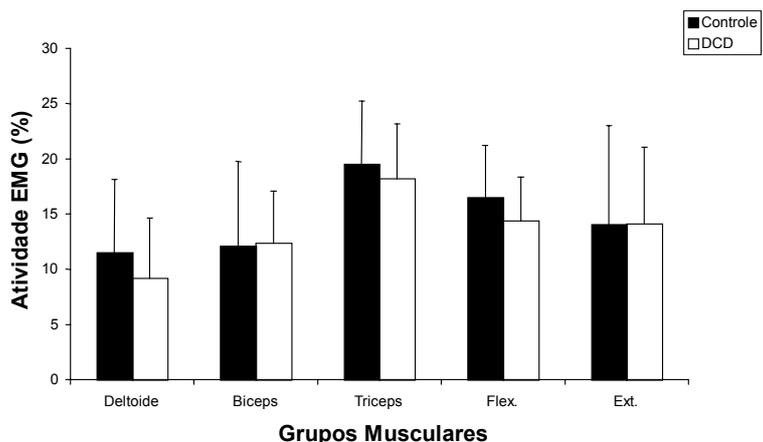
(c)

Figura 3.11 Perfil do espectro de potência média de cada grupo em cada uma das tarefas investigadas: pressão (a), pinça (b) e torque (c).

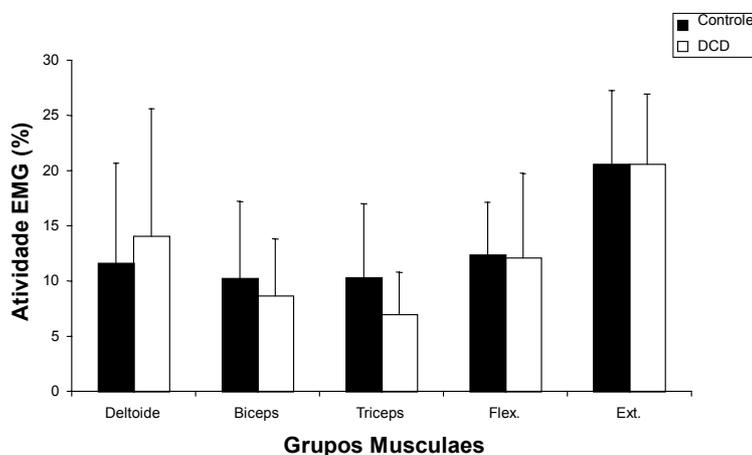
Respostas neuromusculares

Quando comparados os níveis de ativação dos grupos musculares avaliados, as crianças com DCD apresentaram um nível significativamente maior na ativação do bíceps no controle de torque em preensão digital [$F(1,30) = 8,124$; $p = 0,008$], do que as crianças do grupo controle [Figura 3.12(c)]. Nas demais tarefas, os grupos não diferiram entre si quanto ao nível de ativação muscular [Figuras 3.12 (a) e (b)].

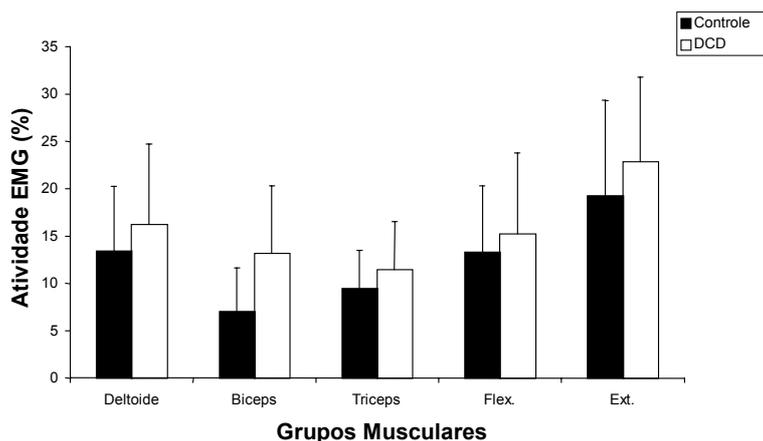
No que se refere aos níveis de co-contração calculados os grupos de crianças normais e DCD não diferiram, tanto em relação à co-contração entre os grupos musculares bíceps e tríceps [Figura 3.13(a)], quanto à co-contração entre os grupos musculares flexores e extensores do punho e dedos [Figura 3.13 (b)].



(a)



(b)



(c)

Figura 3.12 Valores médios e desvios padrão dos níveis de atividade EMG dos músculos investigados normalizados pela FVM e TVM nas tarefas de pressão (a), pinça (b) e torque (c).

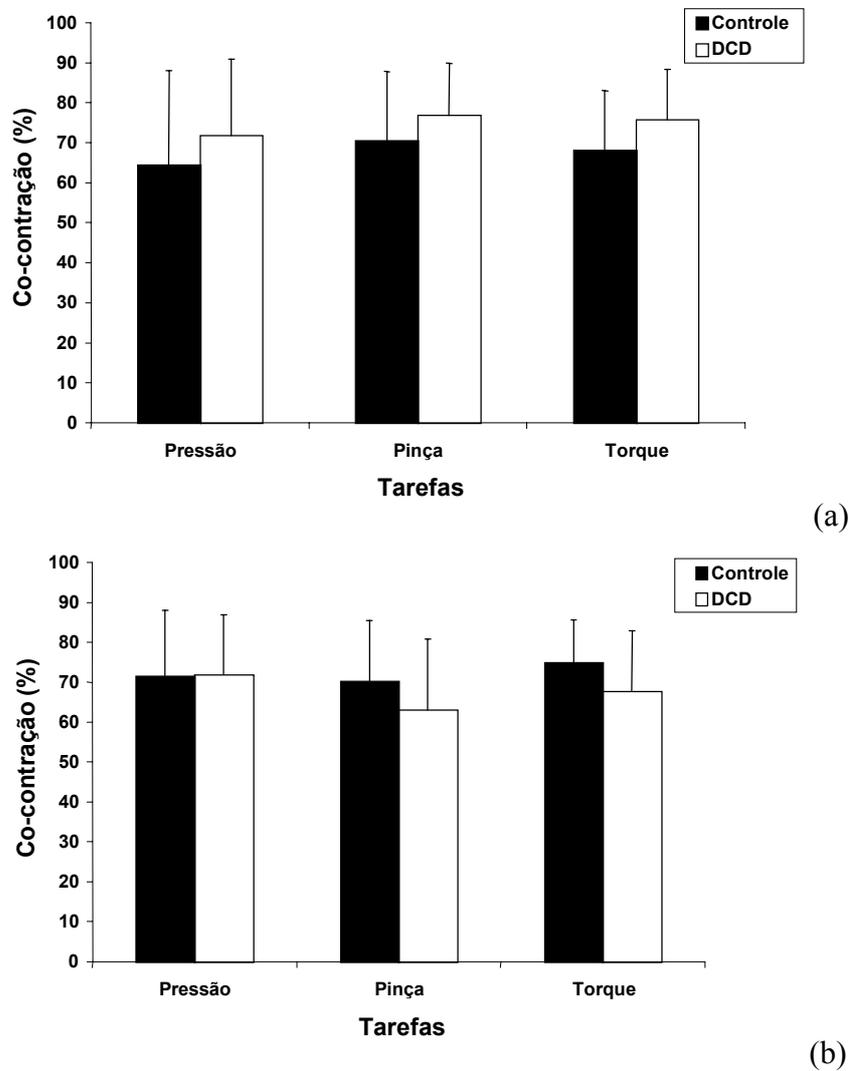


Figura 3.13 Valores médios e desvios padrão dos níveis de co-contração muscular calculados para os grupos musculares bíceps x tríceps (a) e flexores x extensores (b) nas diferentes tarefas.

3.4 Discussão

A hipótese de que o sinal de resposta de força apresentasse uma menor variabilidade e uma maior irregularidade nas crianças sem DCD, quando comparadas às crianças com DCD, não foi confirmada para todas as tarefas. Apesar do grupo de crianças com DCD apresentarem níveis maiores de variabilidade nas três tarefas investigadas, somente na tarefa de torque em preensão digital, esta diferença foi significativa. Além disso, os níveis de irregularidade foram similares entre os grupos, em todas as tarefas investigadas.

Estes resultados contrariam os achados dos estudos sobre o controle de força em crianças com DCD, os quais, em geral, evidenciam uma maior variabilidade na resposta motora, quando comparadas com crianças normais de idade relacionadas, especialmente no que se refere à tarefa de pressão digital (LUNDY-EKMAN, 1990, 1991; PIEK e SKINER, 1999).

Conforme a segunda hipótese formulada neste estudo, era esperado que a mesma relação entre variabilidade e irregularidade fosse encontrada, quando comparadas as três tarefas distintas avaliadas, em cada um dos grupos, tendo em vista a facilidade ou dificuldade do sistema sensorio-motor de se ajustar às diferentes restrições impostas pelo tipo da tarefa. Esta hipótese foi confirmada no que se refere à variabilidade da resposta do grupo com DCD, mas não para a irregularidade da resposta, uma vez que as crianças com DCD apresentaram uma irregularidade significativamente menor na resposta de controle de torque em preensão digital do

que nas tarefas de controle de força (pressão digital e preensão digital em pinça). Em relação ao grupo de crianças normais, a tarefa de torque em preensão digital apresentou, também, menor variabilidade e irregularidade do que as tarefas de pressão digital e preensão digital em pinça.

Coerente com os dados da regularidade da resposta de força, os perfis do espectro de potência não demonstraram uma diferença evidente na distribuição das frequências na tarefa de pressão digital, nem na tarefa de preensão digital em pinça. Em ambas as tarefas, uma ritimicidade evidente pode ser identificada pela similaridade da compressão espectral entre os grupos, revelando que, para a realização destas tarefas, os grupos adotaram estratégias similares para regulação da força isométrica em função do tempo. O mesmo não aconteceu com a tarefa de torque em preensão digital, onde o grupo com DCD apresentou uma variabilidade maior, porém com irregularidade similar ao grupo de crianças sem DCD. Esta relação, contrária à esperada, pode ser confirmada no perfil do espectro de potência de ambos os grupos nesta tarefa. A análise interpretativa permite a constatação de que o grupo com DCD apresentou um perfil espectral distinto do grupo de crianças normais, evidenciado por uma maior expansão espectral, o que, certamente, influenciou nos resultados da regularidade da resposta.

A terceira hipótese formulada neste estudo, referente à análise das respostas neuromusculares, não foi confirmada. Os índices de co-contração calculados não diferiram entre os grupos, em nenhuma das tarefas investigadas. Estes achados podem não ser suficientes para responder o pressuposto na literatura de que o controle de *timing* neuromuscular é necessário para regular a relação temporal

estabelecida entre a atividade do músculo agonista e antagonista (LUNDY-EKMAN, 1990, 1991; PIEK e SKINER, 1999), cujas implicações podem ser constatadas nos altos índices de variabilidade nas crianças com DCD, tanto nas tarefas de força, quanto nas de ritmo de batidas repetitivas (*tapping task*). Todavia, a maior variabilidade do grupo com DCD, em controlar o torque em preensão digital em isometria, não decorreu de um maior índice de co-contração muscular.

Em contrapartida, a análise do nível de atividade neuromuscular pode revelar um indício de uso de estratégias distintas entre os grupos investigados para conseguir manter o controle de força em isometria. Uma necessidade maior de uso de músculos mais proximais para conseguir realizar a tarefa foi evidenciada no grupo com DCD, quando constatado um nível significativamente maior de ativação do músculo bíceps do que o grupo de crianças sem DCD. Diferenças na estratégia de ativação dos músculos envolvidos na ação têm sido identificadas em estudos posturais com crianças com DCD (WILLIAMS et al., 1983; WILLIAMS e WOOLLACOTT, 1997; WILLIAMS e CASTRO, 1997), os quais têm demonstrado uma maior variabilidade na latência de respostas neuromusculares e alterações no padrão de seqüenciamento de ativação dos músculos da criança com DCD, acarretando em déficits na estabilidade postural.

Em resumo, os resultados revelam que a criança com DCD não possui uma variabilidade maior do que a criança sem DCD, nesta idade, no que diz respeito às tarefas de pressão digital e preensão digital em pinça. Entretanto, na tarefa de controle de torque em preensão digital, a maior variabilidade identificada no grupo com DCD pode sugerir uma incapacidade da criança com DCD de explorar a

dimensionalidade da resposta motora, resultando em um sinal mais determinístico, quando comparado com o grupo de crianças sem DCD. Além disso, os achados da análise das respostas neuromusculares não são conclusivos, visto que não foram identificadas diferenças na variabilidade entre os grupos para que uma relação pudesse ser evidenciada entre déficits no *timing* neuromuscular e níveis de variabilidade e irregularidade da resposta de força.

3.5 Referências Bibliográficas

AMERICAN PSYCHIATRIC ASSOCIATION. *Diagnostic and statistical manual of mental disorders – DSM IV*. Washington, DC; 1994.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. *DE Muscles Alive: Their functions revealed by electromyography*: Williams & Wilkins, Baltimore, 1985.

BLAKWELL, J. R. e NEWELL, K. M. The informational role of knowledge results in motor learning. *Acta Psychologica*, v. 92, p. 119 – n 129, 1996.

BRASIL Conselho Nacional De Saúde. *Diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo seres humanos*. Brasília, DF, 1996. Resolução 169/96.

BRUININKS, R. H. *Bruininks- Oseretsky test of motor proficiency*. Minosota: American Guidance Service, 1978.

CALLEGARI – JACES, S. M. *Bioestatística: princípios e aplicações*. Porto Alegre, ARTMED, 2003.

COLLINS, J. J.; DE LUCA, C. J. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, v. 95, p. 308 – 318, 1993.

DEUTSCH, K. M.; NEWELL, K. M. Age differences in noise and variability of isometric force production *Journal of Experimental Child Psychology*, v. 80, p. 392 – 408, 2001.

FALCONER K.; WINTER, D. A. Quantitative assessment of cocontraction at the ankle joint in walking. *Electromyography e Clinical Neurophysiology*, v. 25, p.135-148, 1985.

FITTS, P. M. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, v. 47, p. 381 – 391, 1954.

FLANAGAN, J. R.; WING, A. L. Modulation of grip force with load force during point to point movement. *Experimental Brain Research*, v. 95, p. 131-143, 1993.

GEUZE, R. H.; JOGMANS, M. J., SCHOEMAKER, M. M.; SMITS-ENGELSMAN, B.C.M.. Clinical and research diagnostic criteria for developmental coordination disorder: a review and discussion. *Human Movement Science*. v.20, p.7-47, 2001.

GILDEN, D. L.; THORNTON, T.; MALLON, M. W. 1/f noise in human cognition. *Science*, v. 267, p. 1837 – 1839, 1995.

HENDERSON, S. E.; SUGDEN, D. A. *Movement Assessment Battery for Children*. London: The Psychological Corporation, 1992.

HILL, E. L.; WING, A. M. Coordination of grip force and load force in developmental coordination disorder: a case study. *Neurocase*, v. 5, p. 537-544, 1999.

HILL, E. L.; WING, A. M. Developmental disorders and the use of grip force to compensate for inertial forces during voluntary movement: In: CONNOLLY, K. C. (ed.). *The Psychobiology of the hand*. London: Mac Keith Press, 1998, p. 199-212.

IVRY, R. B. Force and timing components of the motor programs. *Journal of Motor Behavior*, v. 18, p. 449-474, 1986.

IVRY, R.; KEELE, S. W. Timing functions of the cerebellum. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 1, p. 136-152, 1989.

KEELE, S. W.; IVRY, R. B.; POKORNY, R. A. Force Control and Its Relation to Timing. *Journal of Motor Behavior*, v. 19, p. 96-114, 1987.

LUNDY-EKMAN, L. *Soft Neurological Signs in Clumsy Children: Indicators of Timing and Force Control Dysfunction*: Dissertation (Doctored in Physical Education and Human Movement Studies). University of Oregon, Oregon, 1990.

LUNDY-EKMAN, L.; IVRY, R.; KEELE, S.; WOOLLACOTT, M. Timing and force control in clumsy children. *Journal of Cognitive Neuroscience*, v. 13, n.4, p. 367-376, 1991.

LUSA, I. F.; ZARO, M. A.. Desenvolvimento de uma Célula de Carga para Medir Força na Pega em Forma de Pinça. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, 8.,

1999, Florianópolis. *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Florianópolis: UDESC, 1999. P. 393 – 396.

MATHWORKS, Inc. Matlab 5.3 [Computer Software] Natick, MA, 1996.

MERLETTI, R.; di TORINO P. Standards for Reporting EMG Data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.9, n. 1 p. 3 – 4, 1999.

MEYER, D. E.; ABRAMS, R. A.; KORNBLUM, S.; WRIGHT, C. E.; SMITH, J. E. K. Optimality in human motor performance: Ideal control of rapid aimed movements. *Psychological Review*, v. 95, p. 340 – 370, 1988.

MOGK, J. P. M. KEIR, P. J. Crosstalk in surface electromyography of the proximal forearm during gripping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, p. 63 – 71, 2003.

NEWELL, K. M.; CORCOS, D. M. Issues in variability and motor control. In: NEWELL, K. M.; CORCOS, D. M. (eds.). *Variability and motor control*. Champaign, Human Kinetics, 1993.

OLIVEIRA, M. A.; LOSS, J. F.; GERTZ, L. C.; PETERSEN, R. D. S. Transducer for measuring torque control In: BIENNIAL CONGRESS WAITRO - CONGRESSO INTERNACIONAL DAS INSTITUIÇÕES DE PESQUISA TECNOLÓGICA, 2002, Porto Alegre. *Livro de Resumos do Congresso Internacional das instituições de Pesquisa Tecnológica*. Porto Alegre, 2002. p. 25.

PEREIRA, H. S.; LANGDREN, M.; GILLBERG C. FORSSBERG, H.. Parametric control of fingertip forces during precision grip lifts in children with DCD (developmental coordination disorder) and DAMP (deficits in attention motor control and perception). *Neuropsychologia*. v. 39, p. 478-488, 2001.

PIEK, J. P.; SKINNER, R. A.. Timing and Force Control During a Sequential Tapping Task in Children With and Without Motor Coordination Problems. *Journal of the Neuropsychological Society*, v. 5, p. 320-329, 1999.

PINCUS, S. M. ; GOLDBERGER, A. L. Physiological time-series analysis: what does regularity quantify? *American Journal Physiology* , v.266, 1994, p. h1643 – h1656.

PINCUS, S. M. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, v.8, p. 2297 – 2301, 1991.

SAD32p [(versão, 2.61.07mp), 2002], Porto Alegre. Laboratório de Medições Mecânica, Escola de engenharia UFRGS. Disponível em: <www.ufrgs.br/lmm> acesso em 08 de março de 2002.

SCHMIDT, R. A.; ZELAZNIK, H. N.; HAWKINS, B.; FRANK, J. S.; QUINN, J. T. Motor-output variability: a theory for the accuracy of rapid motor acts. *Psychological Review*, v. 86, p. 415 – 451, 1979.

SLIFKIN, A. B.; NEWELL, K. M. Is variability in human performance a reflection of system noise? *Current Directions in Psychological Science*, v. 7, p. 170-177, 1998.

SLIFKIN, A. B.; NEWELL, K. M. Noise, information transmission, and force variability. *Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance*, v. 25, n. 3, p. 837-851, 1999.

SLIFKIN, A. B.; NEWELL, K. M. Variability and noise in continuous force production. *Journal of Motor Behavior*, v. 32, n. 32, p. 141-150, 2000.

SODERBERG, G. L.; KNUTSON L. M. A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data. *Physical Therapy*, v. 8; n. 5, p. 485 – 498, 2000.

TOUWEN, B. C. L. Examination of the child with cerebral neurological dysfunction. London, William Heinemann Medical Books, 1979.

TOUWEN, B. C. L. *Exame da criança com disfunção cerebral mínima*, 2 ed. Manole, 1982.

VAN GALEN, G. P.; DE JONG, W. P. Fitt's law as the outcome of a dynamic noise filtering model of motor control. *Human Movement Science*, v. 14, p. 539 – 571, 1995.

WECHSLER, D. Wechsler intelligence for children, 3ed. New York. Psychological Corporation, 1992.

WILLIAMS, H. G.; WOOLLACOTT, M. Characteristic of neuromuscular responses underlying posture control in clumsy children. In: CLARK, J. E.; HUMPHREY, J. H. (Eds.). *Motor Development: Research e Reviews*, NASPE, 1997, v. 1.

WILLIAMS, H. G.; CASTRO, A. Timing and force characteristics of muscle activity: postural control in children with and without developmental coordination disorders. *The Australian Educational and Developmental Psychologist*, v.14, n. 1, 1997.

WILLIAMS, H. G.; FISCHER, J. M.; TRITSCHLER, K. A. Descriptive analysis of static postural control in 4, 6 and 8 years old normal and motorically awkward children. *American Journal of Physical Medicine*, v. 62, n 1, p. 12-26, 1983.

WING, A. M. Timing and co-ordination of repetitive bimanual movements. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, v. 34a, p. 339-348, 1982.

WING, A. M.; KRISTOFFERSON, A. B., Response delays and the timing of discrete motor responses. *Perception e psychophysics*, v. 14, n.1, p. 5-12, 1973.

WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. New York: Wiley-Interscience, 1990.

WOOLLACOTT, M.; SVEISTRUP, H. Changes in the sequencing and timing of muscle response coordination associated with developmental transitions in balance abilities. *Human Movement Science*. v. 11, p. 23-36, 1992.

YAMADA, N. Chaotic swaying of the upright posture. *Human Movement Science*, v. 14, p. 711-726, 1995a.

YAMADA, N. Nature of variability in rhythmical movement. *Human Movement Science*, v. 14, 371 – 384, 1995b.

Capítulo 4

Síntese e Conclusões

Os objetivos desta tese foram investigar (1) as mudanças relacionadas à idade no controle de força e torque isométrico em crianças de diferentes idades em três tarefas manipulativas distintas, e (2) as diferenças no controle de força e torque isométrico, assim como nas respostas neuromusculares, entre crianças com e sem DCD de idade relacionadas em três tarefas manipulativas distintas. Os estudos experimentais apresentados nesta tese têm em comum a análise da estrutura da resposta do sistema motor em relação à performance das crianças com e sem DCD, em três tarefas manipulativas distintas de controle de força e torque isométrico, contínuo e constante.

No Capítulo 1, a criança com Desordem Coordenativa Desenvolvimental (DCD) foi caracterizada pelo seu baixo nível na performance de atividades motoras de vida diária, quando comparadas às crianças da mesma idade. As dificuldades constatadas na coordenação e controle de seus movimentos não decorrem de um

problema neurológico conhecido, mas evidenciam um comportamento desajeitado e pobremente coordenado. Diferentes estudos têm sido empreendidos para melhor compreender os mecanismos subjacentes à DCD, entre os quais alguns têm focalizado os aspectos perceptivos do movimento ou aspectos específicos da percepção visual e cinestésica. Outras investigações têm focalizado o aspecto motor dessas tarefas, tais como a coordenação bimanual, controle postural e controle de força e ritmo manual (tapping task).

No Capítulo 2, foram investigadas as mudanças desenvolvimentais no controle motor usando um delineamento transversal de pesquisa. Crianças em idade escolar (7, 9 e 11 anos) foram incentivadas a manter força e torque isométrico, contínuo e constante, durante vinte segundos, nas tarefas de pressão digital, preensão digital em pinça e torque em preensão digital. A análise das diferenças entre as idades demonstrou que a performance no controle de força e torque de tarefas manipulativas melhoram com o avanço da idade devido à capacidade do sistema sensorio-motor de apresentar uma resposta mais irregular e com frequências mais distribuídas em função do tempo. Estes achados refletem a capacidade adquirida do organismo de responder às demandas da tarefa com uma resposta menos determinística e mais estocástica com o avanço da idade. Não obstante, as diferenças encontradas nas propriedades estruturais do sinal de força entre as tarefas investigadas na mesma idade, confirmaram o fato de que a resposta de força é dependente não só da natureza da tarefa, mas também do tipo de tarefa investigada.

No Capítulo 3, as diferenças no controle de força e torque entre crianças com e sem DCD, com nove anos de idade, foram investigadas. As crianças com DCD foram selecionadas usando o *Movement Assessment Battery for Children (Movement*

ABC), usando o percentil cinco como ponto de corte e inclusão no grupo experimental. Similar ao estudo desenvolvimental, ambos os grupos foram incentivados a manter força e torque isométrico, contínuo e constante, durante vinte segundos, nas tarefas de pressão digital, preensão digital em pinça e torque em preensão digital. Além disso, respostas neuromusculares foram mapeadas em ambos os grupos, a fim de relacioná-las aos índices de variabilidade e irregularidade encontrados nas diferentes tarefas manipulativas. A análise comparativa entre os grupos revelou que a criança com DCD não apresentou uma variabilidade maior do que a criança sem DCD, no que se refere às tarefas de pressão digital e preensão digital em pinça. Entretanto, na tarefa de controle de torque em preensão digital, foi identificada uma maior variabilidade no grupo com DCD.

Conclusões

Os resultados reportados nos estudos desta tese permitem as seguintes conclusões:

- (a) A performance no controle de força e torque isométrico melhora em função da idade devido a uma melhoria na capacidade do sistema sensório-motor de explorar a dimensionalidade da resposta motora. O aumento na irregularidade das respostas de força e torque refletem o processo de adaptação e melhoria na precisão do movimento, sugerindo que as flutuações identificadas na resposta de força e torque são necessárias ao comportamento controlado e, sua diminuição pode acarretar em prejuízos ao sistema sensório-motor, conforme constatado no estudo de DEUTSCH e NEWELL (2001).

-
- (b) As diferenças encontradas nas propriedades estruturais do sinal de força, entre as tarefas investigadas na mesma idade, confirmam o fato de que a resposta de força é dependente, não só da natureza da tarefa, mas também do tipo de tarefa investigada.
- (c) A maior variabilidade identificada no grupo com DCD, exclusivamente na tarefa de torque em preensão digital, pode sugerir uma incapacidade da criança com DCD de explorar a dimensionalidade da resposta motora, resultando em um sinal mais determinístico, quando comparado com o grupo de crianças sem DCD.
- (d) O mapeamento das respostas neuromusculares demonstrou indícios contrários ao especulado na literatura, de que a maior variabilidade na resposta de controle de força da criança com DCD ocorre devido a déficits no *timing* neuromuscular, ou seja, por um maior índice de co-contração. Na tarefa de torque em preensão digital, cuja variabilidade foi maior no grupo de crianças com DCD, os índices de co-contração não diferiram do grupo controle.
- (e) A análise do nível de atividade neuromuscular revelou a possibilidade do uso de estratégias distintas entre os grupos investigados para conseguir manter o controle de torque em isometria. Possivelmente, uma necessidade maior de uso de grupos musculares mais proximais para conseguir realizar a tarefa foi evidenciada no grupo com DCD, quando constatado um nível significativamente maior de ativação do músculo bíceps do que o grupo de crianças sem DCD.
- (f) A idade de nove anos demonstrou ser um período crítico ou sensível à mudança na capacidade do sistema sensório-motor em regular o controle de força e torque,

pois com o incremento na idade, as diferenças na performance não diferiram, provavelmente, pela melhoria adquirida no processo desenvolvimental de melhor responder às demandas da tarefa, evidente na contínua mudança das propriedades estruturais da reposta motora em função da idade.

Finalmente, destaca-se que, em decorrência desta última conclusão, a divergência entre os resultados encontrados na variabilidade da resposta de força das tarefas de pressão digital e prensão digital em pinça, das crianças com DCD (Capítulo 3), com os achados de LUNDY-EKMAN (1990; 1991) e PIEK e SKINER (1999), pode ter ocorrido devido à escolha da idade (nove anos), a qual parece estar mais suscetível às mudanças neurais e maturacionais do desenvolvimento infantil, especificamente, no que se refere ao processo de aquisição do controle da força.

Esta especulação abre perspectivas fecundas para o estudo do controle de força em tarefas manipulativas em crianças com e sem DCD, especialmente no que tange ao estudo das respostas neuromusculares, as quais podem permitir uma melhor compreensão dos mecanismos subjacentes à desordem da coordenação motora. Destaca-se, contudo, a necessidade que, nestes estudos, inclua-se grupos etários distintos de crianças com e sem DCD, tendo em vista, sobretudo, o caráter desenvolvimental associado à esta desordem coordenativa.

Bibliografia Complementar _____

Introdução:

AMERICAN PSYCHIATRIC ASSOCIATION. *Diagnostic and statistical manual of mental disorders – DSM IV*. Washington, DC; 1994.

CRATTY, B. J. *Perceptual and motor development in infants and children*. Englewood Cliffs, Prentice Hall, 1979.

GORDON, N.; McKINLAY, I. Who are clumsy children? In GORDON N. e McKINLAY, I. (Eds.) *Helping clumsy children*. Edinburgh, UK: Churchill Livingstone, 1980.

HENDERSON, S. E. Clumsiness or developmental coordination disorder: a neglected handicap. *Current Pediatrics*, v. 2, p. 158 – 162, 1992.

JOHNSTON, O.; SHORT, H.; CRAWFORD, J. Poorly coordinated children: a survey of 95 cases. *Child: Care, Health and Development*, v. 13, p. 361 –367, 1987.

THOMAS, J. R. ; NELSON, J. K. Métodos de Pesquisa em Atividade Física. ARTMED, Porto Alegre, 2002.

WALL, A. E.; REID, G.; PATON, J. The syndrome of physical awkwardness. In: SUMMERS, J. (Ed.), *Problems in movement control*, Amsterdam: Elsevier, 1990, p. 283-316.

LASZLO, J. I.; SAINSBURY, K. M. Perceptual-motor development and the prevention of clumsiness. Motor control and sensory-motor integration. *Psychological Research* v. 55, p. 167-174, 1993. Special issue.

Síntese e conclusões:

DEUTSCH, K. M.; NEWELL, K. M. Age differences in noise and variability of isometric force production *Journal of Experimental Child Psychology*, v. 80, p. 392 – 408, 2001.

LUNDY-EKMAN, L. *Soft Neurological Signs in Clumsy Children: Indicators of Timing and Force Control Dysfunction*: Dissertation (Doctored in Physical Education and Human Movement Studies). University of Oregon, Oregon, 1990.

LUNDY-EKMAN, L.; IVRY, R.; KEELE, S.; WOOLLACOTT, M. Timing and force control in clumsy children. *Journal of Cognitive Neuroscience*, v. 13, n.4, p. 367-376, 1991.

PIEK, J. P.; SKINNER, R. A.. Timing and Force Control During a Sequential Tapping Task in Children With and Without Motor Coordination Problems. *Journal of the Neuropsychological Society*, v. 5, p. 320-329, 1999.

*A*nexo 1 _____

TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Seu filho(a) está sendo convidado a participar de um estudo sobre o controle motor, o qual pretende investigar a habilidade da criança em coordenar e controlar sua força em tarefas realizadas com as mãos. Neste sentido, pedimos que você leia este documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir, com sua assinatura, a participação do seu filho(a).

Objetivo do Estudo:

Avaliar o controle de força em crianças em diferentes faixas etárias.

Procedimentos:

- Participar de uma avaliação de controle motor, onde a criança será solicitada a realizar tarefas como: pressionar um botão com o dedo indicador; pressionar um transdutor de força com os dedos em oponência, sob a forma de pinça; pressionar e girar um botão com os dedos indicador e polegar em uma outra tarefa de preensão;

Riscos e Benefícios do Estudo:

Primeiro: Nenhuma das etapas da avaliação oferecem riscos à saúde da criança, tão pouco a expõe a situações constrangedoras.

Segundo: Este estudo poderá contribuir no entendimento científico dos mecanismos de controle motor das crianças nesta faixa de idade.

Confidencialidade:

Os dados ficarão resguardados ao pesquisador responsável e protegidos de revelação, não sendo autorizado o uso das informações de identificação recolhidas.

Voluntariedade:

A recusa da criança em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério da criança participante e/ou seu responsável.

Novas informações:

A qualquer momento, os responsáveis e a direção da Escola poderão requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, através de contato com o professor pesquisador.

Os responsáveis ou profissionais da escola poderão acompanhar a realização das avaliações, se assim preferirem.

Responsável:

Prof. Márcio Alves de Oliveira

Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano.

Rua Felizardo, 750 – Bairro Jardim Botânico / POA – RS

Declaração

Eu, _____, tendo lido as informações oferecidas acima, e tendo sido esclarecido das questões referentes ao estudo, na condição de responsável, autorizo o aluno(a) _____ a participar livremente do presente estudo.

Assinatura _____ Data _____

*A*nexo 2 _____

TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Seu filho(a) está sendo convidado a participar de um estudo sobre o controle motor, o qual pretende investigar a habilidade da criança em coordenar e controlar sua força em tarefas realizadas com as mãos. Neste sentido, pedimos que você leia este documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir, com sua assinatura, a participação do seu filho(a).

Objetivo do Estudo:

Avaliar o controle de força em crianças que apresentam, ou não, dificuldades em controlar seus movimentos em tarefas de vida diária.

Procedimentos:

- Participar de uma avaliação motora, realizada na própria escola, onde a criança realizará tarefas como: arremessar uma bola em um alvo, receber uma bola arremessada, caminhar sobre uma trave de equilíbrio (5 cm de altura), equilibrar-se em uma trave de equilíbrio, saltar em distância, correr em uma distância demarcada, saltar batendo palmas, interceptar com o dedo uma régua deslizada na parede, coordenar movimentos de pés e mão simultaneamente, desenhar duas Figuras geométricas, completar círculos com pontos em um tempo determinado e desenhar uma linha reta ligando um carro a uma garagem.

- Participar de uma avaliação do controle motor da criança, realizada no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da UFRGS, onde a criança realizará tarefas como: pressionar um botão com o dedo indicador em uma tarefa estática e em outra dinâmica; pressionar um transdutor de força em forma de pinça com os dedos indicador e polegar; pressionar e girar um botão com os dedos indicador e polegar em uma outra tarefa de preensão .

Nessas atividades será coletado o sinal eletromiográfico dos músculos do braço e antebraço da criança, através de 6 eletrodos - adesivos descartáveis colados sobre a pele.

- A criança será transportada duas vezes, no veículo do pesquisador responsável, da Escola Gema Angelina Bellia até a Escola de Educação Física da UFRGS (aproximadamente 3 Km), onde será realizada a avaliação. No local a criança permanecerá o período de um turno escolar (aproximadamente 3 horas). Ao final da avaliação a criança será levada novamente para a Escola no veículo do pesquisador.

Riscos e Benefícios do Estudo:

Primeiro: Nenhuma das etapas da avaliação seja na Escola, ou na ESEF – UFRGS, não oferecem riscos à saúde da criança, tão pouco a expõe a situações constrangedoras.

Segundo: As crianças receberão um lanche no dia da avaliação na ESEF – UFRGS, período em que permanecerão um turno em avaliação.

Terceiro: A Escola receberá um relatório com a avaliação das crianças contendo, recomendações técnicas para a elaboração de atividades motoras para o melhor desempenho de movimentos relacionados às atividades escolares das crianças.

Quarto: Este estudo poderá contribuir no entendimento científico dos problemas de controle motor das crianças nesta faixa de idade.

Confidencialidade:

Os dados ficarão resguardados ao pesquisador responsável e protegidos de revelação, não sendo autorizado o uso das informações de identificação recolhidas.

A direção da Escola Gema Angelina Bellia receberá um relatório das avaliações realizadas, o qual poderá ser consultado, a qualquer momento, individualmente, pelo responsável da criança avaliada.

Voluntariedade:

A recusa da criança em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério da criança participante e/ou seu responsável.

Novas informações:

A qualquer momento, os responsáveis e a direção da Escola poderão requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, através de contato com o pesquisador.

Os responsáveis ou profissionais da escola poderão acompanhar a realização das avaliações, se assim preferirem.

Contatos e Questões:

Prof. Márcio Alves de Oliveira
Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano.
Rua Felizardo, 750 – Bairro Jardim Botânico / POA – RS

Declaração

Eu, _____, tendo lido as informações oferecidas acima, e tendo sido esclarecido das questões referentes ao estudo, na condição de responsável, autorizo o aluno(a) _____ a participar livremente do presente estudo.

Assinatura _____ Data _____

*A*nexo 3

CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO DE FORÇA

A célula de carga foi calibrada para o conhecimento da linearidade e para a conversão da resposta elétrica em força. A calibração foi realizada pela aplicação de uma carga conhecida (pesos mortos aferidos em balança digital - Filizolla) nos equipamentos e a aquisição do sinal foi realizada através dos mesmos equipamentos anteriormente descritos, nos quais a coleta de dados foi efetuada.

Pesos de 0 a 12.9 Kg foram progressivamente sobrepostos sobre a célula de carga. Em cada passo de incremento de peso, o sinal de resposta da célula de carga foi gravado e armazenado para análise posterior. O procedimento de calibração foi repetido 3 vezes e a resposta média em tensão elétrica (V) foi plotada em função da força (N) aplicada sobre a célula de carga. Os dados foram comparados através de

uma regressão (Figura 1) para o estabelecimento da linearidade da célula de carga ($r = 0.9999$). A relação entre a força de pressão digital / prensão digital em pinça e a resposta emitida pela célula de carga foi determinada a partir da função (1 e 2):

$$y = 0,0324x \quad (1)$$

ou

$$\text{Tensão elétrica (v)} = 0.0324 * \text{Força (N)} \quad (2)$$

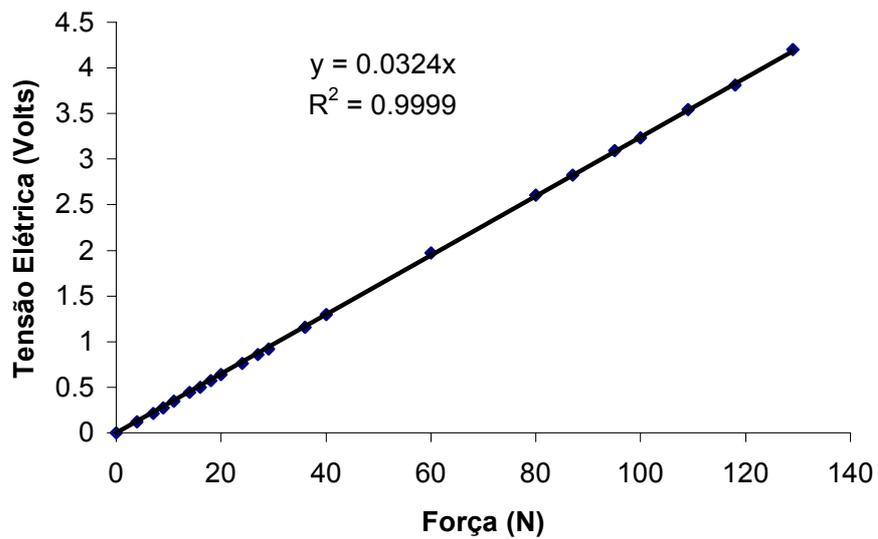


Figura 1 Gráfico de calibração da célula de carga correspondente a resposta média da tensão elétrica em função da força aplicada (carga).

*A*pêndice A

Transdutor para Medição de Controle de Torque

NOTA TÉCNICA

Introdução:

Medidas experimentais de controle de força têm sido utilizadas para investigar as propriedades dinâmicas da mão humana e sua capacidade potencial de realizar movimentos precisos de preensão digital. Para isto, diferentes equipamentos e tecnologias têm sido desenvolvidos para avaliar a resposta de força do sistema sensoriomotor, entre os quais, células de carga de diferentes formatos, instrumentadas com extensômetros de resistência elétrica (*strain gauges*), vêm

caracterizando-se como ferramentas úteis na análise das propriedades neuromecânicas envolvidas no movimento de preensão digital.

Em geral, a preensão digital em pinça, envolvendo diferentes tipos de oponência do polegar ao indicador, é a tarefa mais utilizada pelos pesquisadores na área de controle motor, possivelmente, por sua funcionalidade e frequência com que é realizada nas atividades de vida diária. Diferentes tipos de protocolos experimentais são elaborados na expectativa de simular, em situações laboratoriais e clínicas, características compatíveis de controle neuromuscular da mão às reais demandas ambientais e da tarefa. Movimentos associados, tais como o deslocamento de um objeto (que pode ser o próprio medidor de força) em direções opostas, permitem, por exemplo, a identificação de estratégias de adaptação do sistema motor às forças reagentes do ambiente como a força da gravidade (JONES e HUNTER, 1992; FLANAGAN e WING, 1993; 1995). Simulações de alterações no peso do objeto, através de súbitas perturbações provocadas, permitem a análise de forças inerciais tangenciais (WESTLING e JOHANSON, 1984; COLE e ABBS, 1988; KINOSHITA et al., 1993; FLANAGAN e TESSILIAN, 1994) e de acoplamento entre força de carga e força de preensão digital (FLANAGAN e TRESILIAN, 1994). Alterações na superfície de contato do dedo com o objeto viabilizam o estudo das propriedades friccionais dos dígitos (EDIN et al., 1992; COLE e JOHANSON, 1993; FLANAGAN e WING, 1995; CADORET e SMITH, 1996; HÄGER-ROSS et al., 1996).

Tais estudos revelam, sobretudo, a grande capacidade de exploração delicada e versátil da mão humana na manipulação de diferentes objetos. No entanto, as análises têm se limitado somente às tarefas nas quais apenas os efeitos de translação das forças aplicadas (KINOSHITA et al., 1997). Em atividades manuais de vida diária, freqüentemente torques são gerados sobre o eixo normal da superfície de contato do objeto, por exemplo, quando giramos um botão para aumentar o volume de um aparelho eletrônico, ou quando giramos um parafuso com as pontas dos dedos da mão. BURSTED et al. (1999) destacam que, durante os últimos 15 anos vários estudos examinaram, somente, o controle da estabilidade de força de preensão através de forças de cargas tangenciais e, mais recentemente, os estudos têm evidenciado a análise de cargas que incluem o torque tangencial (KINOSHITA et al., 1997; GOODWIN et al., 1998; WING e LEDERMAN 1998; JOHANSON et al., 1999; BURSTED et al. 1999; HASSER e CUTKOSKY, 2002).

Neste sentido, o objetivo do presente estudo foi desenvolver um transdutor para medir o controle de torque em tarefas de preensão digital e apresentar sua aplicabilidade na avaliação do controle de torque em preensão digital.

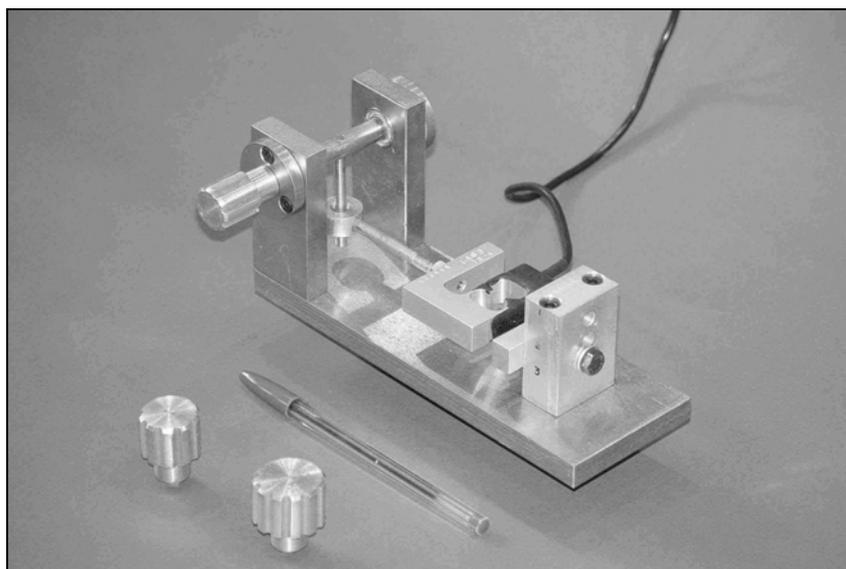


Figura 01 Ilustração do transdutor de torque

Métodos:

O transdutor foi construído em aço 1035, com uma base de 20 cm de comprimento e 7 cm de largura, sobre a qual dois suportes de 7,5 cm de altura fixam um eixo que transmite o torque aplicado no botão para uma célula de carga comercial – ALFA, modelo *shear bean*, com quatro extensômetros de resistência elétrica (*strain gauges*), com capacidade nominal de 5 Kg, de alumínio (vedada IP65 SV) para uso universal, com cavidade preenchida por resina de proteção ambiental. Esta célula de carga é fixada a uma coluna com três opções ajustáveis de distância do eixo de rotação que forma um braço de alavanca de 0.02m, 0.03m e 0.04m, respectivamente. Os botões foram confeccionados em alumínio com 20 mm, 25 mm ou 30 mm de diâmetro (Figura. 01) e podem ser removidos. A escolha da distância de fixação do eixo de rotação e do diâmetro do botão deve ser feita com base nos

níveis máximos e mínimos de torque requeridos, tendo como fator limitante a capacidade nominal da célula de carga utilizada, neste caso de 5 Kg.

Para a calibração do transdutor de torque, o equipamento foi fixado em uma superfície de apoio e uma força tangencial foi aplicada à superfície do botão com auxílio de um cabo (no qual o torque em preensão digital pode ser aplicado). Foram aplicadas cargas de 0 a 12,9 kg, progressivamente sobrepostas, totalizando 11 pontos, em média, na curva de calibração (Figura 2). A carga aplicada no cabo exerceu um torque tangencial ao botão, gerando uma resposta similar à funcionalidade do transdutor. O sinal de resposta do transdutor foi amplificado por um condicionador de sinais ENTRAN MSC6 com módulos MSC-A1, utilizando alimentação de ponte de 1 Volt e ganho de 1k. O sinal amplificado foi convertido por uma placa analógico-digital de 16 bits (Dataq Instruments, Inc. Akron, USA), a uma taxa de amostragem de 2004 Hz. Os dados foram gravados e armazenados em microcomputador modelo PC (Pentium 200) para análise posterior. Os pesos utilizados para a calibração foram padrões secundários.

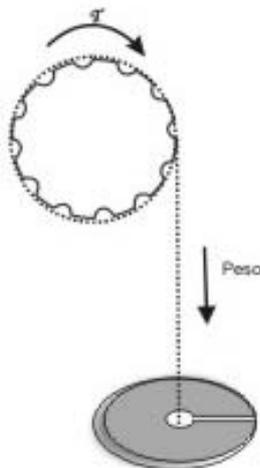


Figura 2 Ilustração da calibração do transdutor de torque.

O procedimento de calibração foi repetido 3 vezes, para cada ajuste de altura e diâmetro do botão, e a resposta média em tensão elétrica (V) foi plotada em função do torque (T) aplicado sobre o transdutor. Para o estabelecimento da linearidade do transdutor, os dados foram comparados por uma regressão (Figura 3), permitindo que a relação entre o torque em prensão digital (variável independente) e a resposta emitida pelo transdutor (variável dependente), fosse determinada através do coeficiente de determinação (R^2). A repetibilidade do transdutor foi avaliada a partir do cálculo do desvio padrão entre três medidas repetidas.

Resultados:

A avaliação da capacidade do transdutor resultou em uma amplitude de torque máximo de 2,475 Nm, quando o menor botão foi utilizado (20 mm) e a célula fixada na maior distância do eixo de rotação (0,04 m), assim como uma amplitude mínima de 0,645 Nm, quando o maior botão for utilizado (30 mm) e a célula fixada na menor distância do eixo de rotação (0,02 m) – Tabela.1.

Tabela 1 Apresentação dos dados referentes à capacidade (C), linearidade (L) e repetibilidade (R) do transdutor.

	20 mm			25 mm			30 mm		
	C (Nm)	L	R (Nm)	C (Nm)	L	R (Nm)	C (Nm)	L	R (Nm)
0,02 m	0,975	0,9999	0,002	0,78	0,9999	0,002	0,645	0,9992	0,002
0,03 m	1,725	0,9997	0,002	1,38	0,9989	0,003	1,155	0,9996	0,003
0,04 m	2,475	0,9997	0,006	1,98	0,9995	0,002	1,65	0,9991	0,003

Quando o botão médio foi utilizado (20 mm) e a célula de carga fixada na distância média do eixo de rotação (0,03 m) - Tabela 1, o coeficiente de linearidade foi de 0.9989 (Figura 02). A repetibilidade do transdutor resultou numa variação máxima de 0,006 Nm na maior capacidade da célula de carga (2,475 Nm), nas demais situações a variação máxima foi de 0,003.

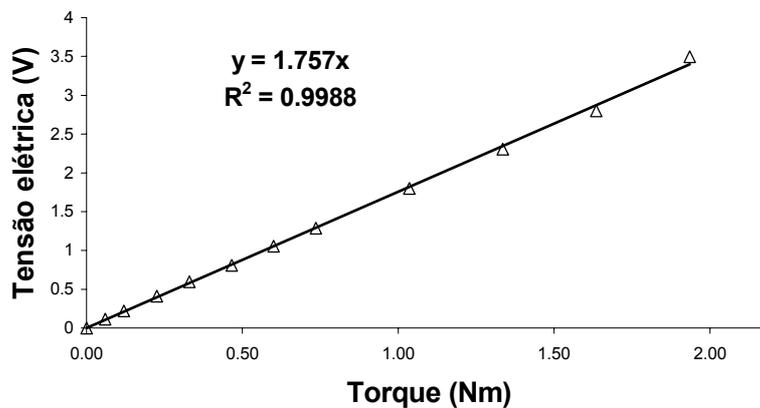


Figura 2 Regressão linear entre o torque aplicado (carga) em função da resposta média em tensão elétrica.

Discussão:

O equipamento construído caracteriza-se como uma alternativa de mensuração do torque tangencial de habilidades manipulativas, útil na avaliação de diferentes tipos de pegada em tarefas de naturezas distintas. A capacidade, linearidade e repetibilidade do transdutor desenvolvido mostraram evidências de precisão e eficácia do sistema, indicando que o equipamento desenvolvido é uma nova e útil ferramenta para medir a resposta de torque em tarefas manipulativas. Não obstante, o equipamento apresenta várias aplicações potenciais:

a) a informação obtida através do transdutor possibilita a comparação entre os parâmetros da resposta de torque medidos diretamente entre diferentes tentativas de um mesmo sujeito ou de diferentes sujeitos. A Figura 4 mostra o registro de uma tarefa de controle de torque em preensão digital (pinça lateral), de um jovem adulto, quando solicitado a manter, durante 20 segundos, o controle de torque em diferentes níveis relativos de torque máximo (25%, 50% e 75%) em isometria, de forma contínua e constante. Os dados fornecem valores representativos do grau de variabilidade e regularidade da resposta de controle de torque do sistema sensório-motor, e estratégias adotadas por diferentes populações no ajuste de torque para alcance de valores pré-estabelecidos. Não obstante, diferentes procedimentos de análise poderiam ser realizados seja no domínio do tempo, ou no domínio da frequência, conforme SLIFKIN e NEWELL (1998; 1999, 2000) e DEUTSCH e NEWELL (2001) que investigaram o controle da tarefa de pressão digital em isometria.

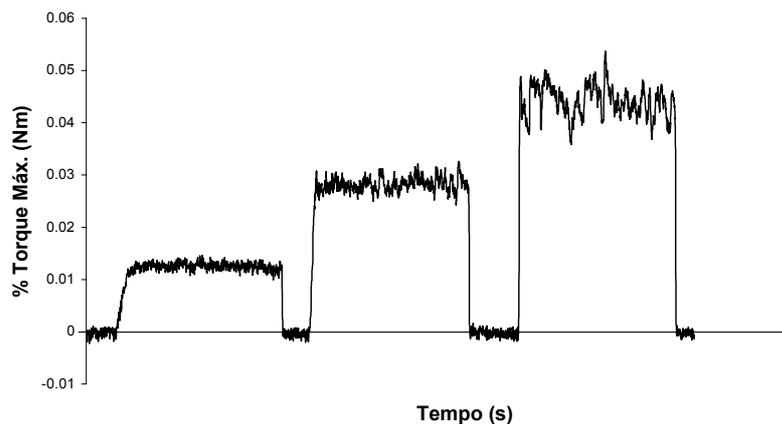


Figura 3 Representação do registro de um protocolo de controle de torque em preensão digital em diferentes níveis relativos de torque máximo (25%, 50% e 75%) em isometria.

b) o uso de técnicas como eletromiografia, mecanomiografia e cinemetria, associadas à análise da resposta de torque, podem ser úteis na aplicação de protocolos de fadiga, por exemplo, auxiliando no melhor entendimento das relações existentes entre as estratégias utilizadas por um indivíduo durante a execução do movimento e os déficits no controle motor relacionados com as várias desordens neuromotoras como Doença de Parkinson, Paralisia cerebral, entre outros.

c) finalmente, destaca-se que as respostas de torque obtidas pelo sistema podem caracterizar-se como informações úteis na avaliação e intervenção terapêutica por profissionais interessados na reabilitação pós-lesão e/ou cirurgia da mão, disponibilizando, concomitantemente, um *feedback* visual ao paciente dos níveis de torque por ele aplicado durante sessões de fisioterapia ou terapia ocupacional.

Referências Bibliográficas:

BURSTEDT, M. K. O.; FLANAGAN, J. R.; JOHANSSON, R. S.. Control of grasp stability in humans under different frictional conditions during multidigit manipulation. *Journal of Neurophysiology*, v. 82, p. 2393 – 2405, 1999.

CADORET, G.; SMITH, A. M.. Friction, not texture, dictates grip forces used during object manipulation. *Journal of Neurophysiology*, n. 55, n. 1407 – 1423, 1986.

COLE, K.; ABBS, J. H. Coordination of three-joint digit movements for rapid finger-thumb grasp. *Journal of Neurophysiology*, v. 55, p. 1407 – 1423, 1986

COLE, K. J.; JOHANSSON, R. S.. Friction at the digit-object interface scales the sensorimotor transformation for grip responses to pulling loads. *Experimental Brain Research*, v. 95, n. 523 – 532, 1993.

DEUTSCH, K. M.; NEWELL, K. M. Age differences in noise and variability of isometric force production. *Journal Experimental Child Psychology*, v. 80, p. 392 - 408, 2001.

EDIN, B. B.; WESTLING, G.; JOHANSSON, R. S.. Independent control of human finger-tip forces at individual digits during precision lifting. *Journal of Physiology*, v. 450, p. 547 – 564, 1992.

FLANAGAN, J. R. ; TRESILIAN, J. R. Grip-load force coupling: a general control strategy for transporting objects, *Journal of Experimental Psychology and Performance*, v. 20, n. 5, p. 944 - 957, 1994.

FLANAGAN, J. R. ; WING, A. M. Modulation of grip force with load force during point-to-point arm movements, *Experimental Brain Research*, v. 95, p. 131 – 143, 1993

FLANAGAN, J. R. ; WING, A. M. The stability of precision grip forces during cyclic arm movements with a hand-held load, *Experimental Brain Research*, v. 105, p. 455 – 464, 1995.

GOODWIN, A. W.; JENMALM, P.; JOHANSSON, R. S. Control of grip force when tilting objects: effect of curvature of grasped surfaces and of applied tangential torque. *Journal of Neuroscience*, v. 18, p. 10724 – 10723, 1998.

HÄGER – ROSS, C.; COLE, K. J.; JOHANSSON, R. S.. Grip force responses to unanticipated object loading: load direction reveals body – and gravity – referenced intrinsic task variables. *Experimental Brain Research*, v. 110, p. 142 – 150, 1996.

HASSER, C. J.; CUTKOSKY, M. R. System identification of the human hand grasping a haptic knob. Presented at the 10th. *Symposium on haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems*, Orlando, 24 – 25 March, 2002

JOHANSSON, R. S.; BACKLIN, J. L.; BURSTEDT, M. K. O.. Control of grasp stability during pronation and supination movements. *Experimental Brain Research*, v. 128, p. 20 – 30, 1999.

JONES, L. A. ; HUNTER, I. A. Changes in pinch force with bidirectional load forces, *Journal of Motor Behavior*, v. 24, n. 2, p. 157 - 164, 1992.

KINOSHITA, H.; BÄCKSTRÖM, L.; FLANAGAN, J. R.; JOHANSSON, R. S. Tangential torque effects on the control of grip forces when holding objects with a precision grip, *Journal of Neurophysiology*, v. 78, p. 1619 – 1630, 1997.

KINOSHITA, H.; IKUTA, K.; KAWAI, S.; UDO, M. Effects of lifting speed and height on the regulation of forces during lifting tasks using a precision grip, *Human Movement Study*, v. 25, p. 151 – 175, 1993

SLIFKIN, A. B.; NEWELL, K. M. Is variability in human performance a reflection of system noise? *Current Directions in Psychological Science*, v. 7, p. 170-177, 1998.

SLIFKIN, A. B.; NEWELL, K. M. Noise, information transmission, and force variability. *Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance*, v. 25, n. 3, p. 837-851, 1999.

SLIFKIN, A. B. e NEWELL, K. M. Variability and noise in continuous force production. *Journal of Motor Behavior*, v. 32, n. 32, p. 141-150, 2000.

WESTLING, G.; JOHANSSON, R. S. Factors influencing the force control during precision grip. *Experimental Brain Research*, v. 53, p. 277 – 284, 1984

WING, A. M.; LEDERMAN, S. J.. Anticipating load torques produced by voluntary movements. *Journal Experimental Psychology: Human Perception Performance*, v. 24, p. 1571 – 1581, 1998.

*A*pêndice B

ENTROPIA APROXIMADA

Resumo

O objetivo do presente estudo foi definir e detalhar as operações matemáticas concernentes ao cálculo da Função Entropia Aproximada (EnAp), com o intuito de oferecer um melhor entendimento e facilitar sua utilização, aplicação e interpretação. Esta função pode descrever as propriedades dos sinais estocásticos e resulta em um valor representativo da preeditibilidade e complexidade do sinal em função do tempo, os quais podem ser passíveis de comparação em estudos experimentais. O valor próximo a zero obtido para a *EnAp*, sugere que o conjunto de valores que compõe o sinal analisado é altamente previsível.

Palavras Chave: Regularidade, complexidade, caos, processos estocásticos.

Introdução:

Diferentes técnicas têm sido utilizadas para caracterizar as propriedades de sinais emergentes de sistemas nas diferentes áreas da ciência e tecnologia, tais como comunicação, aeronáutica, sistemas de geração e distribuição de energia, controle de processos químicos, engenharia biomédica, biomecânica e controle motor. Embora a natureza física destes sinais tenha origem em disciplinas drasticamente diferentes, eles possuem características básicas em comum (OPPENHEIM et al. 1997). Os sinais contêm informações sobre o comportamento ou natureza de algum fenômeno, onde o sistema responde com uma resposta particular, cuja quantificação pode ter interesses adversos.

Embora os sinais possam ser representados de muitas formas, nem sempre eles podem ser representados matematicamente como uma função analítica. Por exemplo, sinais determinísticos, tal como a resposta emitida por um sistema massa-mola resultará em uma senóide com amortecimento exponencial em função do tempo. Em contrapartida, um sinal estocástico, típico de sistemas biológicos, tal como o som produzido pela voz humana não poderá ser expresso por uma relação matemática explícita, porque cada observação do fenômeno é única ao longo do tempo. Em outras palavras, uma dada observação pode representar somente um dos muitos possíveis resultados que poderão ocorrer.

Para descrever as propriedades dos sinais estocásticos, muitos tipos de funções estatísticas são utilizadas tais como os valores médios quadráticos, a função densidade de probabilidade, a função autocorrelação e a densidade espectral de potência. O valor médio quadrático oferece uma descrição rudimentar da intensidade dos dados, uma imagem global e estática do comportamento do sinal em uma série temporal. A função densidade de probabilidade oferece informações referentes às propriedades dos dados no domínio da amplitude, e as funções autocorrelação e densidade espectral de potência oferecem informações similares no domínio do tempo e domínio da frequência, respectivamente (BENDAT e PIERSOL, 1971). A função de autocorrelação e a densidade espectral de potência apresentam como resposta uma função, cuja inspeção qualitativa e visual do pesquisador permite a interpretação de como o sinal varia. Todavia, uma das limitações destes procedimentos é que estas funções não, necessariamente, resultam em um único valor, representativo da predictibilidade e complexidade do sinal em função do tempo, os quais poderiam ser passíveis de comparação em estudos experimentais.

Neste sentido, uma forma alternativa de mensurar as propriedades dos sinais estocásticos foi proposta por PINCUS (1991) e foi denominada de Entropia Aproximada (EnAp), a qual se propõe a quantificar a regularidade de um determinado sinal. O objetivo deste estudo é definir e detalhar as operações matemáticas concernentes ao cálculo da Função Entropia Aproximada, com o intuito de oferecer um melhor entendimento e facilitar sua utilização, aplicação e interpretação.

Definição de EnAp

Segundo MOODY (2001), a EnAp é uma “regularidade estatística” que quantifica a imprevisibilidade de flutuações em uma série temporal.

Considera-se um determinado sinal S_N como um vetor contendo N pontos. Seja uma amostra deste sinal, constituída por um número m de pontos consecutivos, iniciando em determinado intervalo i , denominada $a_m(i)$. Duas amostras $a_m(i)$ e $a_m(j)$ serão similares se a diferença entre qualquer dos pares de correspondência nas amostras for menor que um determinado critério r , isto é, se:

$$|a_m(i+k) - a_m(j+k)| < r \quad \text{para } 0 \leq k < m \quad (1)$$

Considerando o conjunto de todas as amostras de tamanho m [$a_m(1)$, $a_m(2)$, ..., $a_m(N-m+1)$] contidas no sinal S_N , pode-se definir

$$C_{im}(r) = \frac{n_{im}(r)}{N - m + 1} \quad (2)$$

onde $n_{im}(r)$ é o número de amostras do sinal que são similares (dentro do critério de similaridade r). A quantidade $C_{im}(r)$ é uma fração das amostras de comprimento m que se assemelham à amostra de mesmo comprimento que inicia no intervalo i . Os valores de $C_{im}(r)$ podem ser calculados para cada uma das amostras a_m do sinal, e define-se $C_m(r)$ como a média dos $C_{im}(r)$ valores. A quantidade $C_m(r)$

expressa a prevalência de um padrão de repetibilidade entre amostras de comprimento m dentro do sinal S_N .

A Entropia Aproximada de um sinal S_N , para amostras de comprimento m e critério de similaridade r , conforme apresentada por PINCUS (1991) e PINCUS e GOLDBERGER (1994), é definida como:

$$EnAp(S_{N,m,r}) = \ln \left[\frac{C_m(r)}{C_{m+1}(r)} \right] \quad (3)$$

ou seja, o logaritmo natural da relativa prevalência do padrão de repetibilidade de tamanho m comparado com aquela de tamanho $m + 1$.

Detalhamento das operações matemáticas

Com o intuito de esclarecer as etapas do processo do cálculo da Entropia Aproximada, um exemplo da análise de um sinal, didaticamente escolhido, será apresentado, conforme descrito por MOODY (2001). Seja um sinal S_N , de 50 pontos, representado como um vetor, conforme equação (4):

$$S_N = [61,62,63,64,65,61,62,63,64,65,61,\dots,65] \quad (4)$$

ou seja, uma seqüência numérica com um período igual 5, onde a representação gráfica deste sinal é ilustrada na Figura 1.

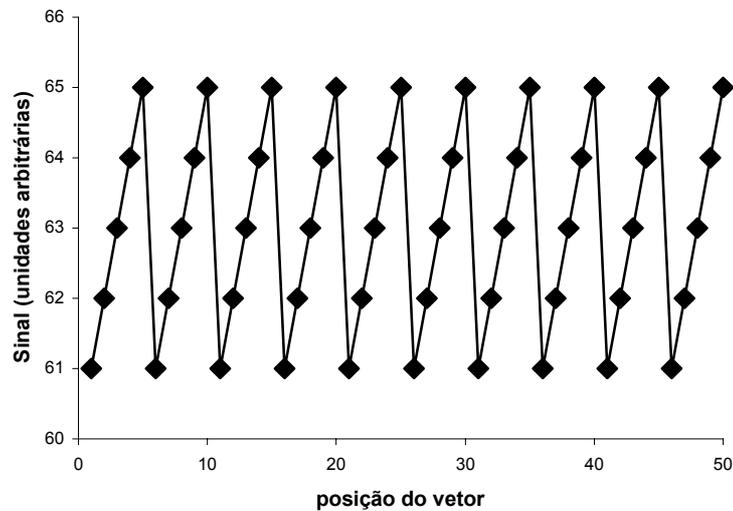


Figura 1 – Representação gráfica de um sinal arbitrário contendo 50 pontos.

Escolhendo uma amostra com $m = 5$ e um critério de similaridade $r = 2$, tem-se:

$$\begin{aligned}
 a_5(1) &= [61, 62, 63, 64, 65] \\
 a_5(2) &= [62, 63, 64, 65, 61] \\
 a_5(3) &= [63, 64, 65, 61, 62] \\
 &\dots
 \end{aligned}$$

A primeira questão a ser respondida é: quantas amostras $a_5(i)$ são similares à $a_5(1)$? Como o critério de similaridade escolhido foi $r = 2$, cada um dos cinco componentes da amostra $a_5(i)$ não deve se diferenciar em ± 2 unidades dos correspondentes componentes da amostra $a_5(1)$. No exemplo em questão, $a_5(2)$ não é similar a $a_5(1)$, uma vez que os últimos componentes (61 e 65) são diferentes entre si

em mais de 2 unidades. A condição de similaridade com $a_5(1)$ será satisfeita somente para $a_5(6), a_5(11), a_5(16), \dots, a_5(46)$, assim como para o próprio $a_5(1)$. Sendo assim,

$$n_{1,5}(2) = 10 \quad (6)$$

Desde que o número total de amostras $a_5(i)$ é $N - m + 1 = 50 - 5 + 1$,

$$C_{1,5}(2) = \frac{10}{46} \quad (7)$$

O mesmo processo pode ser repetido para determinar quantos $a_5(i)$ são similares ao $a_5(2), a_5(3)$, etc. Pela mesma razão, $a_5(2)$ é similar a $a_5(7), a_5(12), a_5(17), a_5(22), \dots, a_5(42)$, então:

$$n_{2,5}(2) = 9 \quad (8)$$

De forma genérica,

$$n_{i,5}(2) = \begin{cases} 10 & \text{se } i = 1, 6, 11, \dots, 46 \\ 9 & \text{nos demais casos} \end{cases} \quad (9)$$

A média dos 46 $C_{i,5}(2)$ será:

$$C_5(2) = \frac{10 \times \frac{10}{46} + 36 \times \frac{9}{46}}{46} = \frac{424}{2116} \cong 0.200378 \quad (10)$$

Para obtenção da $EnAp(S_N, 5, 2)$, é necessário repetir este processo para $m = 6$, obtendo-se:

$$\begin{aligned} n_{1,6}(2) &= 9 \\ n_{2,6}(2) &= 9 \\ n_{3,6}(2) &= 9 \\ &\dots \end{aligned} \tag{11}$$

e,

$$C_{i,6}(2) = \frac{9}{45} = 0.2 \quad \text{para } 1 \leq i \leq 45 \tag{12}$$

com $C_6(2) = 0.2$. O valor da Entropia Aproximada será:

$$EnAp(S_N, 2, 5) = \ln \left[\frac{C_5(2)}{C_6(2)} \right] \approx 0.00189 \tag{13}$$

O valor próximo a zero obtido para a $EnAp$ sugere que o conjunto de valores que compõem o sinal S_N é altamente previsível.

Referências Bibliográficas

BENDAT, J. S.; PIERSOL, A. G. *Random Data: analysis and measurement and procedures*. Wiley-interscience, New York, 1971.

MOODY, G. B. Approximate Entropy. In PhysioNet.2001. Disponível em: <www.physionet.org/physiotools/ApEn> acesso em 10 de novembro de 2001.

OPPENHEIM, A. V.; WILLSKY, A. S.; NAWAB, S. H. *Signal and systems*. Prentice Hall, New Jersey, 1997.

PINCUS, S. M. ; GOLDBERGER, A.. L. Physiological time-series analysis: what does regularity quantify? *American Journal of Physiology* , v.266, 1994, p. h1643 – h1656.

PINCUS, S. M. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, v.8, p. 2297 – 2301, 1991.

*A*pêndice C

VARIABILIDADE E REGULARIDADE NO CONTROLE DE FORÇA DE TAREFAS MANIPULATIVAS²

Resumo

O objetivo do presente estudo foi avaliar as diferenças no controle de força isométrica constante e contínua entre diferentes níveis relativos de força e torque máximos (25%, 50%, 75%). A estrutura da resposta do sistema motor em relação à performance foi analisada em três tarefas manipulativas distintas. Participaram deste estudo jovens adultos (idade média $24,8 \pm 2,8$ anos), os quais foram incentivados a manter, durante 20 segundos, o controle de força e torque máximos com feedback visual. Os resultados revelaram que as diferenças nos índices de variabilidade e regularidade encontrados decorrem, não somente da natureza da tarefa (isométrica contínua e constante), como também do tipo de tarefa investigada (pressão, pinça e torque).

Palavras Chave: Controle Motor, Controle de Força, Variabilidade

Introdução:

A noção de que ruído e variabilidade se equivalem tem perpetuado nos estudos que objetivam identificar as condições sob as quais os executantes otimizam sua performance. As condições experimentais requerem que os participantes equiparem seus níveis de performance àqueles externamente definidos como alvo, e as variações medidas em torno do critério alvo são vistas como falhas de execução, como respostas incorretas, ou erros aleatórios. Desta forma, a variabilidade pode ser interpretada como ruído (tarefa irrelevante e não funcional), mas quando observada em uma maior escala de tempo, a variabilidade pode ser entendida por ter um valor adaptativo. Por exemplo, a variabilidade comportamental pode ser uma expressão de um processo exploratório que permite ao organismo atingir informações sobre si mesmo, o ambiente, e a capacidade de operar com o ambiente (SLIFKIN e NEWELL, 1999).

Segundo NEWELL e CORCOS (1993), o que impede a distinção entre variabilidade e ruído no estudo do controle do movimento humano são os limites impostos pelas variáveis usadas para caracterizar a resposta motora. O uso predominante de estatísticas descritivas resumidas, tais como desvio padrão na resposta de força dos sujeitos e estudos similares, oferece somente uma imagem global e estática do comportamento e negligenciam a caracterização da relação tentativa a tentativa, ou momento a momento, do evento realizado em uma série temporal. O desvio padrão, por exemplo, oferece um índice do grau de desvio de um

² OLIVEIRA, M. A.; AZEVEDO, C. F.; LOSS, J. F.; PETERSEN, R. D. S. Variabilidade e regularidade no controle de força de tarefas manipulativas. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, X., 2003, Ouro Preto. *Anais*

ponto na distribuição dos escores, capturando somente a amplitude da flutuação na resposta do sistema. Entretanto, variações na resposta do sistema também podem ser medidas ao longo de outra dimensão, independente da magnitude, isto é, na forma como a resposta do sistema muda em função do tempo: a estrutura dos sistemas dinâmicos (SLIFKIN e NEWELL, 1999). A análise da distribuição da amplitude da variável medida pelo desvio padrão indica a magnitude (amplitude) de variação do comportamento em torno de uma média, e isto pode oferecer uma base insuficiente para uma discriminação inequívoca das características da resposta do sistema. Análises dependentes do tempo podem extrair outras informações dos dados obtidos, vislumbrando, além da avaliação da amplitude, a estrutura da resposta do sistema, entre as quais a função autocorrelação e entropia aproximada (PINCUS, 1991; PINCUS e GOLDBERGER, 1994), têm sido recomendadas (SLIFKIN e NEWELL, 1998).

Neste sentido, o objetivo do presente estudo foi avaliar as diferenças no controle de força isométrica constante e contínua em diferentes níveis relativos de força e torque máximos. A estrutura da resposta do sistema motor em relação à performance foi analisada e o protocolo incluiu três tarefas manipulativas distintas. A hipótese formulada foi de que o sinal de resposta produzido na tarefa de força isométrica contínua e constante apresentaria uma maior variabilidade e uma menor irregularidade com o avanço nos níveis relativos de força nas três tarefas investigadas.

Material e Métodos:

Participantes do estudo: Participaram deste estudo jovens adultos (idade média $24,8 \pm 2,8$ anos), 5 homens e 5 mulheres, oriundos de uma população de estudantes universitários, os quais foram convidados e consentiram em participar voluntariamente deste experimento.

Protocolo de coleta: Para a realização das tarefas foi solicitado que o participante sentasse sobre uma cadeira de altura ajustável, posicionada em frente a uma mesa (altura 74 cm) na qual estavam disponíveis os equipamentos de medida. O protocolo incluiu o movimento de pressão digital, preensão digital em pinça e torque em preensão lateral. Foi solicitada, inicialmente, a produção de força (F) e torque (T) máximos (F_{max} / T_{max}), onde cada indivíduo produziu seu nível máximo de força/torque no equipamento, por aproximadamente três segundos. Em seguida, o participante foi incentivado a manter, durante vinte segundos, o controle de níveis relativos aos picos de F_{max} / T_{max} (25%, 50%, 75%), em isometria, contínua e constante. Para isto, foi oferecido um *feedback* visual através de um osciloscópio, cuja orientação foi a de sobrepor uma linha horizontal luminosa ajustável representativa da força empreendida, à outra linha similar, fixada como referência, conforme os níveis relativos de F_{max} / T_{max} estabelecidos. As tentativas foram randomizadas, com intervalo de 120s, e cada participante executou duas tentativas preliminares para familiarização com o equipamento e entendimento da tarefa.

Equipamentos: O sistema de medição de força de pressão digital e prensão digital consistiram de uma célula de carga de metal em forma de U, instrumentada com extensômetros de resistência elétrica (*strain gauges*) similar à desenvolvida por LUSA e ZARO (1999). Para a tarefa de torque em prensão digital foi utilizado um transdutor desenvolvido por OLIVEIRA et al. (2002), construído de ferro, com uma base de 20 cm de comprimento e 7 cm de largura, sobre a qual dois suportes de 7,5 cm de altura, fixam um eixo que transmite o torque aplicado no botão para uma célula de carga comercial (ALFA, modelo S5). O botão, em alumínio, tinha um diâmetro de 20 mm. O *feedback* visual sobre o nível de força aplicado foi oferecido, utilizando-se de um osciloscópio analógico MINIPA, modelo MO-1221S. O sinal elétrico emitido da célula de carga e do transdutor de torque foi transmitido para um condicionador de sinais ENTRAN MSC6, com módulos MSC-A1, utilizando alimentação de ponte de 1V e ganho de 1K. O sinal amplificado foi convertido por uma placa analógico-digital de 16 canais (Dataq Instruments, Inc. Akron, USA), e os dados foram coletados pelo software CODAS, amostrados com uma taxa de 2004Hz, e armazenados em microcomputador modelo PC (Pentium 200).

Análise dos dados: Os sinais foram processados no software SAD32 (versão, 2.61.07mp), desenvolvido no Laboratório de Medições Mecânicas da Escola de Engenharia da UFRGS. Por se tratarem de análises isométricas, as frequências superiores a 10 Hz foram eliminadas por um filtro passa baixa, Butherworth de nona ordem. As curvas foram convertidas conforme a calibração da célula de carga e do transdutor de torque, transformando os valores adquiridos de tensão elétrica (volts) para força (N) e torque (Nm). Para análise, foi considerado somente o platô de

produção da resposta de força e torque isométrico, desconsiderando, a fase transiente do sinal. Para evitar a análise da fase de adaptação ao feedback visual, foram omitidos os dez segundos iniciais, considerando, para fins de análise, os últimos dez segundos do platô de força. Foi calculado o valor da média de força produzida e o desvio padrão, para os 20040 pontos (2004Hz x 10seg) das curvas de força e torque deste período. O uso da Entropia Aproximada (EnAp) foi considerado como índice de regularidade da resposta de força no domínio do tempo, o qual foi calculado através de uma rotina de programação elaborada no software MATLAB ,versão 5.3 (MATHWORKS, 1996). O valor da EnAp foi calculado para o sinal de força produzido usando um comprimento do período $m = 2$ e um filtro com largura de $r = 2$, indicando que quanto maior o índice encontrado na função entropia aproximada, menor a regularidade da resposta do sistema.

Resultados e discussão:

Na Figura 1 são apresentados os índices médios de variabilidade, indexado pelo coeficiente de variabilidade (CV) e de regularidade, indexado pelo cálculo da entropia aproximada (EnAp), cujas comparações são, respectivamente, apresentadas a seguir: Variabilidade: A análise de variância de um fator (ANOVA), demonstrou que na tarefa de pressão digital o CV diferiu significativamente entre os percentuais [F(2,39) = 7,706; $p < 0,002$], quando comparados os níveis relativos de 25% - 50% ($p < 0,041$), e 25% - 75% ($p < 0,001$), indicando que os participantes apresentaram uma variabilidade menor no controle de força à medida em que níveis relativos

maiores de força foram requeridos, exceto entre os níveis de 50% - 75%, os quais não diferiram entre si. Na tarefa de pinça, o controle de força entre os diferentes níveis relativos de força máxima requeridos não diferiram entre si. Na tarefa de torque, o CV diferiu significativamente [$F(2,39) = 6,722$; $p < 0,003$], somente quando comparados os níveis de 50% e 75% da força máxima ($p < 0,003$) e, nos demais níveis, nenhuma diferença foi constatada.

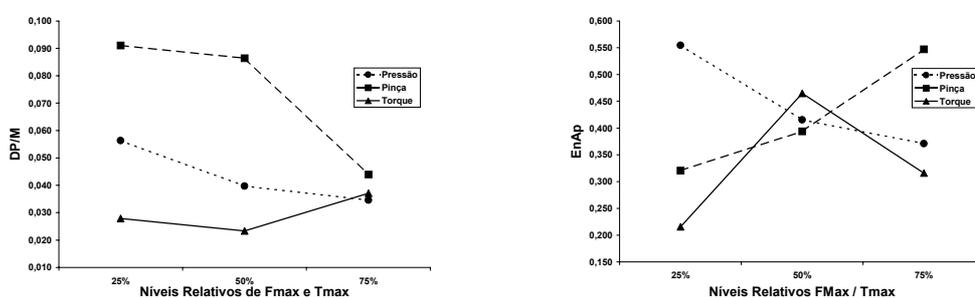


Figura 1- Perfil dos índices de variabilidade (DP/M; EnAp^{m,r}) em função dos níveis de Fmax e T max requeridos.

Regularidade: Na tarefa de pressão digital, a análise comparativa não paramétrica (Kruskal-Wallis) do CV, revelou que os participantes demonstraram diferentes índices de irregularidade quando comparados os níveis 25% - 50% ($p < 0,001$) e 25% - 75% ($p < 0,001$). Similar ao CV, o nível de irregularidade diminuiu conforme os níveis relativos de força foram aumentados, mas, quando comparados os níveis 50% e 75%, a regularidade não diferiu entre os participantes. Na tarefa de pinça, o mesmo tipo de análise estatística demonstrou que os participantes diferiram na regularidade do controle de força, diferentemente do CV. Quando comparados os níveis de 25% - 75% e 50% - 75%, diferenças significativas foram encontradas ($p <$

0,001 para ambos). No entanto, no primeiro caso, a irregularidade aumentou quando o nível relativo de força passou de 25% para 50%. Ao contrário, quando foi exigido um nível maior de força (75%), a irregularidade do sinal de resposta de torque diminuiu. A comparação entre os níveis relativos de torque demonstrou que a irregularidade na resposta do sinal aumenta à medida em que os níveis maiores de torque foram exigidos. Em todos os níveis relativos pré-estabelecidos, a análise de variância de um fator (ANOVA) evidenciou diferença [$F(2,39) = 19,619$; $p < 0,001$], entre 25% - 50% ($p < 0,001$); 50% - 75% ($p < 0,040$); e 50% - 75% ($p < 0,043$).

Os resultados encontrados revelam que, na tarefa de pressão digital, variabilidade e regularidade apresentam um comportamento similar, contrariando a hipótese formulada no que se refere à variabilidade, mas não à regularidade da resposta de força. Estes achados divergem dos encontrados por DEUTSCH e NEWELL (2001), os quais não encontraram diferenças no erro da performance (RMS/média), ou seja, na variabilidade em jovens adultos. Na tarefa de preensão digital em pinça, uma relação inversa à esperada foi encontrada entre variabilidade e regularidade e na tarefa de torque em preensão digital, os participantes diminuíram sua capacidade de controle motor com o incremento dos níveis relativos de força, pois a variabilidade, como esperado, aumentou no nível mais alto estabelecido (75%). Não foram encontrados estudos anteriores que tinham investigado a relação variabilidade e regularidade no controle de força isométrica em tarefas com a preensão digital em pinça e torque em preensão digital.

Conclusão:

Em conclusão, os achados do presente estudo confirmam, parcialmente, a premissa de que a variabilidade no controle da resposta de força isométrica contínua e constante aumenta com o incremento nos níveis relativos de F_{max} / T_{max} , nas tarefas investigadas. Um comportamento distinto nos índices de variabilidade e regularidade foi encontrado, revelando que tais diferenças decorrem, não somente da natureza da tarefa (isométrica contínua e constante), como também do tipo de tarefa investigada (pressão, pinça e torque). Não obstante, destaca-se a necessidade de uma análise no domínio da frequência para uma melhor caracterização da relação estabelecida entre a variabilidade e regularidade do sinal da resposta de força.

Referências Bibliográficas:

DEUTSCH, M. K.; NEWELL, K. M. Age differences in noise and variability of isometric force production. *Journal of experimental Child Psychology*, v.80, p. 392-408, 2001.

LUSA, I. F.; ZARO, M. A.. Desenvolvimento de uma Célula de Carga para Medir Força na Pega em Forma de Pinça. In; Congresso Brasileiro de Biomecânica, 8., 1999, Florianópolis. *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Florianópolis: UDESC, 1999. P. 393 – 396.

MATHWORKS, Inc. *Matlab 5.3* [Computer Software] Natick, MA, 1996.

NEWELL, K. M.; CORCOS, D. M. Issues in variability and motor control. In: NEWELL, K. M.; CORCOS, D. M. (eds.). *Variability and motor control*. Champaign, Human Kinetics, 1993.

OLIVEIRA, M. A.; LOSS, J. F.; GERTZ, L. C.; PETERSEN, R. D. S. Transducer for measuring torque control. In; International congress of technological research organizations, 2002, Porto Alegre. *Anais do Congresso Internacional das instituições de Pesquisa Tecnológica*, 2002. In press.

PINCUS, S. M. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, v.8, p. 2297 – 2301, 1991.

PINCUS, S. M. ; GOLDBERGER, A.. L. Physiological time-series analysis: what does regularity quantify? *American Journal of Physiology* , v.266, 1994, p. h1643 – h1656.

SLIFKIN, A. B.; NEWELL, K. M. Is variability in human performance a reflection of system noise? *Current Directions in Psychological Science*, v. 7, p. 170-177, 1998.

SLIFKIN, A. B.; NEWELL, K. M. Noise, information transmission, and force variability. *Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance*, v. 25, n. 3, p. 837-851, 1999.