

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA SUPERIOR DE EDUCAÇÃO FÍSICA
Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano**

Mariana Tonietto Marques

Análise de um sistema de escaneamento 3D para a avaliação das curvaturas sagitais e frontais da coluna vertebral de indivíduos de diferentes faixas etárias

**Porto Alegre
2013**

Mariana Tonietto Marques

Análise de um sistema de escaneamento 3D para a avaliação das curvaturas sagitais e frontais da coluna vertebral de indivíduos de diferentes faixas etárias

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola Superior de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre
2013

CIP - Catalogação na Publicação

Tonietto Marques, Mariana

Análise de um sistema de escaneamento 3D para a avaliação das curvaturas sagitais e frontais da coluna vertebral de indivíduos de diferentes faixas etárias / Mariana Tonietto Marques. -- 2013. 86 f.

Orientador: Jefferson Fagundes Loss.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2013.

1. topografia médica. 2. raios X. 3. reprodutibilidade de dados. 4. validade. 5. postura. I. Fagundes Loss, Jefferson, orient. II. Título.

Mariana Tonietto Marques

Análise de um sistema de escaneamento 3D para a avaliação das curvaturas sagitais e frontais da coluna vertebral de indivíduos de diferentes faixas etárias

Conceito Final:

Aprovado em ____ de _____ de _____.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Cloud Kennedy
Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública

Prof. Dra. Flávia Gomes Martinez
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Prof. Dr. Flávio Antônio de Souza Castro
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Dedico este trabalho primeiramente a Deus e a Jesus Cristo. E ao meu amado esposo Felipe, a minha filha Nina que está por vir e aos meus pais Roberto e Irene.

AGRADECIMENTOS

A Deus e Jesus Cristo, que me fornecem o suporte necessário para continuar. Só por Eles cheguei aonde cheguei, pois só por meio Deles as portas sempre se abriram em minha vida.

Ao homem da minha vida, meu grande e eterno amor, esposo e amigo Felipe O. Marques. Obrigada por ser um esposo e homem tão nobre, grandioso e especial, pela inspiração diária, pelas flores em cada data comemorativa desde que nos conhecemos, pelos cafés na cama, pela compreensão diante de períodos de estresse e por ter me dado o maior presente da minha vida: Nina Tonietto Marques, nossa filha, que nasce após a conclusão dessa etapa. Se não fosse por ti, Felipe, eu nunca teria chegado aonde cheguei, pois além de todo o amor e dedicação que tens por mim, sempre me apoiou e me fez seguir em frente em cada etapa da minha formação.

Aos meus queridos pais, Roberto J. e Irene T. Tonietto, pelo grande exemplo de vida, de perseverança e de sucesso. Obrigada por todo amor, carinho e ajuda na trajetória de minha vida. Sem vocês, eu não seria nada e nem estaria onde estou hoje e concluindo essa etapa.

À minha família e amigos em geral, por entender o meu constante mau humor devido ao estresse das coletas do mestrado e, quando parecia que tudo estava chegando ao fim e seria só escrever a dissertação, a grande surpresa, aguentar as minhas oscilações de humor de uma gravidez. Haja paciência de vocês pais, irmãos, sogros, cunhados e amigos.

Ao meu orientador Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss, pela grande oportunidade, por sua paciência e compreensão diante de intercorrências e de coletas impossíveis, além de todo o auxílio e todos os preciosos ensinamentos nas aulas e na sala 222. A ti devo muita gratidão, pois sem ti este trabalho não teria acontecido e nem sido concluído. Hoje percebo o quanto cresci e aprendi contigo nesses dois anos de mestrado.

À Prof. Dra. Cláudia Candotti, pois também pude aprender muito a partir das tuas aulas, além de poder contar com a tua ajuda durante o mestrado. Muito obrigada por dividir o conhecimento e me fazer enxergar a pesquisa por uma perspectiva diferente. Tenho certeza que meus conceitos mudaram bastante após as tuas aulas e que pude crescer muito convivendo contigo.

À minha colega e companheira de jornada Ju Sedrez, por tudo. Se eu fosse escrever tudo o que tenho a agradecer a ti, precisaria escrever um livro. Não há palavras suficientes para

manifestar a minha gratidão por toda a tua ajuda e companhia durante o mestrado. Certamente, foi Deus quem te colocou no mesmo momento que eu para fazer mestrado.

Às bolsistas muito prestativas e participativas Bel e Fe, sem vocês as coletas seriam impossíveis, obrigada gurias.

Aos integrantes do grupo Biomec (Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento), que tanto me auxiliaram nesse trabalho e acabaram participando da minha vida e dividindo momentos especiais nesses anos: Marcelo, Joelly, Débora, Lara, Ju Vanassi, Ale, Cati, Gui, Débora, Naomi, Lucas, Yumie, Larissa, Arthur... o meu agradecimento por toda a contribuição, pois cada um de vocês, de uma maneira única, contribuiu para o meu mestrado e acabou se tornando um amigo. Lara, Débora, Marcelo e Gui, obrigada pela ajuda com o Matlab, Débora e Joelly, obrigada pelos artigos científicos, Cati, obrigada pela ajuda nas coletas, companhia para sushis e seus bolos deliciosos. Ale, obrigada pela parceria nos trabalhos.

Aos colegas da 218, que também fizeram parte dessa etapa: Matias, Kaanda, Grace, Bruna, Laís, Tássia,... muito obrigada por tudo, principalmente pela ajuda nas coletas.

Aos funcionários do Laboratório de Pesquisa do Exercício, obrigada por toda a paciência com a centena de crianças entrando e saindo todos os dias durante os meses de coleta e fazendo bagunça pelos corredores.

Ao Hospital Mãe de Deus, em especial à física médica Laura, à Darlene, à Ana Cristina, ao Moacir e toda a equipe de radiologia, por possibilitarem a realização dos exames radiológicos desse trabalho no hospital.

Aos mestres que passaram por minha formação e vida desde a base, pois possibilitaram que hoje eu esteja concluindo mais uma etapa de uma longa jornada que ainda está por vir.

E a todos aqueles que de alguma forma contribuíram em minha vida e formação.

Muito obrigada!

Não importa o quanto você acerta e sim o quanto menos você erra.

E não importa o quanto forte você bate, mas sim o quanto você aguenta apanhar e perseverar
diante da dor, pois não há sucesso sem dor e nada resiste ao trabalho.

RESUMO

O padrão ouro para a avaliação e o acompanhamento de desvios posturais é o exame radiológico. No entanto, a exposição à radiação ionizante aumenta o risco do desenvolvimento de câncer. Nessa perspectiva, se faz necessário o uso de métodos não invasivos com validade, repetibilidade e reprodutibilidade para mensurar os desvios posturais e acompanhar a sua progressão. Dessa maneira, o intuito do presente estudo foi verificar se o sistema Vert 3D fornece informações válidas referentes aos desvios posturais nos planos frontal e sagital de indivíduos de diferentes faixas etárias. Além disso, verificar a repetibilidade e a reprodutibilidade interavaliador do sistema Vert 3D nos planos sagital e frontal. Foi avaliada a postura sagital e frontal de 89 crianças de ambos os sexos e diferentes faixas etárias. A avaliação consistiu de duas etapas: exame radiológico e sistema Vert 3D. A primeira etapa foi realizada por um operador de raios X experiente e, a partir das imagens geradas, foram calculados os ângulos de Cobb nos planos sagital e frontal. A segunda etapa foi executada no mesmo dia por três avaliadores treinados no método e foram calculados os ângulos de deformidade do Vert 3D nos planos sagital e frontal e as flechas de escoliose do Vert 3D. O primeiro avaliador efetuou duas análises sucessivas, o segundo avaliador efetuou em seguida outras duas análises sucessivas e o terceiro avaliador efetuou a seguir uma única análise. Foram comparados e correlacionados os dados sucessivos de um mesmo avaliador para verificar a repetibilidade, os dados de diferentes avaliadores para verificar a reprodutibilidade interavaliador e entre os dados dos dois sistemas para verificar a validade do sistema Vert 3D. Para a repetibilidade no plano sagital, não houve diferença ($p > 0,05$) e as correlações foram excelentes ($ICC \geq 0,750$, $p < 0,05$). Para a reprodutibilidade interavaliador no plano sagital, não houve diferença ($p > 0,05$) e as correlações foram satisfatórias ($0,400 < ICC < 0,750$, $p < 0,05$) para a cifose de indivíduos de 6 a 10 anos e 16 a 18 anos e para a lordose de indivíduos de 11 a 15 anos e excelentes ($ICC \geq 0,750$, $p < 0,05$) para a cifose de indivíduos de 11 a 15 anos e para a lordose de indivíduos de 6 a 10 e de 16 a 18 anos. E para a validade no plano sagital, houve diferença ($p < 0,05$) e as correlações entre os ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose e lordose) e os ângulos de Cobb (cifose e lordose) foram moderadas ($0,400 < r < 0,699$, $p < 0,05$) para a cifose de indivíduos de 11 a 18 anos e para a lordose de indivíduos de 6 a 18 anos. Para a repetibilidade no plano frontal, não houve diferença ($p > 0,05$) e as correlações foram satisfatórias ($0,400 < ICC < 0,750$, $p < 0,05$) e excelentes ($ICC \geq 0,750$, $p < 0,05$) para as flechas de escoliose do Vert 3D de indivíduos de 6 a 18 anos e para os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) de indivíduos de 11 a 18 anos. Para a reprodutibilidade interavaliador, não houve diferença ($p > 0,05$) e as correlações foram satisfatórias ($0,400 < ICC < 0,750$, $p < 0,05$) para as flechas de escoliose do Vert 3D de indivíduos de 6 a 18 anos e para os ângulos de indivíduos de 11 a 18 anos. E para a validade no plano frontal, houve diferença ($p < 0,05$) entre os ângulos dos dois sistemas e as correlações foram moderadas ($0,400 < \rho < 0,699$, $p < 0,05$) em relação à média das flechas de escoliose do Vert 3D à esquerda e à média dos ângulos de deformidade do Vert 3D à esquerda. Tendo em vista os resultados para repetibilidade e reprodutibilidade do Vert 3D nos planos sagital e frontal, o sistema pode ser utilizado para o acompanhamento das posturas sagital e frontal de indivíduos de 6 a 18 anos, a partir dos ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose e lordose) e das flechas de escoliose do Vert 3D. Além disso, pode ser utilizado para o acompanhamento da postura frontal de indivíduos de 11 a 18 anos, a partir dos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose). No entanto, na ausência de validade em relação ao padrão ouro, esse instrumento não pode ser utilizado para fins de avaliação dos ângulos de Cobb (cifose, lordose e escoliose).

Palavras-chave: Topografia médica, raios X, reprodutibilidade dos resultados, validade, postura.

ABSTRACT

The gold standard for the assessment and monitoring of postural deviations is the radiological examination. However, exposure to X-rays increases the risk to develop cancer. At this view, it is necessary the use of valid, repeatable and reproducible non-invasive methods to measure and monitor the progression of the postural deviations. Thus, the aim of this study was to verify if the Vert 3D system provides valid information regarding the postural deviations in frontal and sagittal planes of individuals of different age groups. Also, check the repeatability and inter-rater reliability of the Vert 3D system in sagittal and frontal planes. We evaluated the sagittal and frontal posture of 89 children of both sexes and different age groups. The evaluation consisted of two steps: radiological examination and Vert 3D system. The first step was performed by an experienced X-rays operator and from X-ray images were calculated Cobb angles in the sagittal and frontal planes. The second step was performed on the same day by three trained in the method evaluators. Was calculated the Vert 3D deformity angles in the sagittal and frontal planes and the Vert 3D scoliosis arrows. The first evaluator carried out two successive analyzes, the second evaluator then made two other successive analyzes and after the third evaluator made a single analysis. Were compared and correlated successive data of the each evaluator to verify repeatability, data from different evaluators to verify inter-rater reliability reproducibility and data from each system to verify the validity of Vert 3D system. For repeatability the in sagittal plane, was no difference ($p>0.05$) and the correlations were excellent ($ICC\geq 0.750$, $p<0.05$). For inter-rater reliability in the sagittal plane, was no difference ($p>0.05$) and the correlations were satisfactory ($0.400 < ICC < 0.750$, $p < 0.05$) for kyphosis in 6-10 years old and 16-18 years old individuals and for lordosis of 11-15 years old individuals and fine ($ICC\geq 0.750$, $p < 0.05$) for kyphosis in 11-15 years old individuals 11 to 15 years and for lordosis in 6-10 years old and 16-18 years old individuals. And for validity in the sagittal plane, was significant differences ($p < 0.05$) and the correlations between Vert 3D deformity angles (kyphosis and lordosis) and Cobb angles (kyphosis and lordosis) were moderate ($0.400 < r < 0.699$, $p < 0.05$) for kyphosis in 11-18 years old individuals and for lordosis in 6-18 years old individuals. For the repeatability in the frontal plane, was no difference ($p > 0.05$) and the correlations were satisfactory ($0.400 < ICC < 0.750$, $p < 0.05$) to excellent ($ICC\geq 0.750$, $p < 0.05$) for Vert 3D scoliosis arrows in 6-18 years old individuals and for Vert 3D deformity angles (scoliosis) in 11-18 years old individuals 11-18 years. For inter-rater reliability, was no difference ($p > 0.05$) and the correlations were satisfactory ($0.400 < ICC < 0.750$, $p < 0.05$) for Vert 3D scoliosis arrows in 6-18 years old individuals and Vert 3D deformity angles (scoliosis) in 11-18 years old individuals. And for validity in the frontal plane, was significant differences ($p < 0.05$) between the angles of the two systems and the correlations were moderate ($0.400 < \rho < 0.699$, $p < 0.05$) to the mean of Vert 3D scoliosis left arrows and the mean of Vert 3D deformity left angles (scoliosis). Considering the results for repeatability and inter-rater reliability of Vert 3D in both planes, the system can be used for monitoring the sagittal and frontal postures of 6-18 years old individuals 6-18 years from Vert 3D deformity angles (kyphosis and lordosis) and from Vert 3D scoliosis arrows. Moreover, it can be used for monitoring the frontal posture of 11-18 years old individuals from Vert 3D deformity angles (scoliosis). However, in the absence of validity related to the gold standard, the Vert 3D system cannot be used for diagnosis of Cobb angles (kyphosis, scoliosis, lordosis).

Keywords: Medical topography, X-rays, reproducibility of results, validity of tests, posture.

LISTA DE FIGURAS E QUADRO

| | |
|---|----|
| Figura 1. Métodos de avaliação das curvaturas frontais da coluna vertebral..... | 23 |
| Figura 2. Métodos de avaliação das curvaturas sagitais da coluna vertebral..... | 23 |
| Figura 3. Topografia de Moiré..... | 25 |
| Figura 4. Sistema Formetric..... | 27 |
| Figura 5. Sistema ISIS..... | 28 |
| Figura 6. Sistema Quantec..... | 28 |
| Figura 7. Sistema de Topografia Milwaukee..... | 29 |
| Figura 8. Ilustração do funcionamento do Sistema Vert 3D e exemplo de resultado gerado..... | 30 |
| Figura 9. Apresentação física do sistema Vert 3D..... | 30 |
| Figura 10. Ilustração do plano cartesiano tridimensional do Vert 3D..... | 33 |
| Figura 11. Cálculo dos ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose, lordose e escoliose)..... | 34 |
| Figura 12. Cálculo das flechas de escoliose do Vert 3D..... | 35 |
| Quadro 1. Medidas internacionais de índice de massa corporal para crianças de 6 a 18 anos, obtidas por médias de dados do Brasil, Grã-Bretanha, Hong Kong, Holanda, Singapura e Estados Unidos..... | 40 |
| Figura 13. Criança posicionada para o exame no Vert 3D, antes do escurecimento da sala..... | 42 |
| Figura 14. Fontes de erro e resultados satisfatórios no sistema Vert 3D..... | 42 |
| Figura 15. Gráfico da correlação entre os ângulos de Cobb (cifose) e os ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose) de indivíduos de 6 a 10 anos (n=32), 11 a 15 anos (n=34) e 16 a 18 anos (n=23)..... | 49 |
| Figura 16. Gráfico da correlação entre os ângulos de Cobb (lordose) e os ângulos de deformidade do Vert 3D (lordose) de indivíduos de 6 a 10 anos (n=32), 11 a 15 anos (n=34) e 16 a 18 anos (n=23)..... | 50 |
| Figura 17. Gráfico de Bland & Altman para cifose. Diferença versus média entre ângulos de Cobb e ângulos do Vert 3D de indivíduos de 6 a 10 anos (n=32), 11 a 15 anos (n=34) e 16 a 18 anos (n=23)..... | 51 |
| Figura 18. Gráfico de Bland & Altman para lordose. Diferença versus média entre ângulos de Cobb e ângulos do Vert 3D de indivíduos de 6 a 10 anos (n=32), 11 a 15 anos (n=34) e 16 a 18 anos (n=23)..... | 51 |

| | |
|--|----|
| Figura 19. Curva ROC para identificar indivíduos com hipercifose..... | 52 |
| Figura 20. Curva ROC para identificar indivíduos com hiperlordose..... | 53 |
| Figura 21. Curva ROC para identificar indivíduos com hipolordose..... | 53 |
| Figura 22. Gráfico da correlação entre os ângulos de Cobb (escoliose) à esquerda e os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à esquerda de indivíduos de 6 a 18 anos (n=48). | 58 |
| Figura 23. Gráfico da correlação entre os ângulos de Cobb (escoliose) à direita e os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à direita de indivíduos de 6 a 18 anos (n=45). | 58 |
| Figura 24. Gráfico de Bland & Altman para escoliose à esquerda. Diferença versus média entre ângulos de Cobb e ângulos do Vert 3D de indivíduos de 6 a 10 anos (n=14), 11 a 15 anos (n=20) e 16 a 18 anos (n=14). | 59 |
| Figura 25. Gráfico de Bland & Altman para escoliose à direita. Diferença versus média entre ângulos de Cobb e ângulos do Vert 3D de indivíduos de 6 a 10 anos (n=18), 11 a 15 anos (n=13) e 16 a 18 anos (n=14). | 60 |
| Figura 26. Curva ROC para identificar indivíduos com escoliose à esquerda. | 61 |
| Figura 27. Curva ROC para identificar indivíduos com escoliose à direita. | 61 |
| Figura 28. Curva ROC para identificar indivíduos com escoliose à esquerda. | 62 |
| Figura 29. Curva ROC para identificar indivíduos com escoliose à direita. | 63 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela 1. Médias e desvios padrão das medidas do exame radiológico e do sistema Vert 3D no plano sagital, por idade e por faixa etária. | 45 |
| Tabela 2. Resultados do teste t pareado e do coeficiente de correlação intraclasse para a repetibilidade das medidas do sistema Vert 3D no plano sagital para todos os indivíduos (n=89). | 46 |
| Tabela 3. Resultados do teste t pareado e do coeficiente de correlação intraclasse para a repetibilidade das medidas do sistema Vert 3D no plano sagital para as diferentes faixas etárias. | 46 |
| Tabela 4. Resultados da ANOVA de um fator e do coeficiente de correlação intraclasse para a reprodutibilidade interavaliador das medidas do sistema Vert 3D no plano sagital para todos os indivíduos (n=89). | 47 |
| Tabela 5. Resultados da ANOVA de um fator e do coeficiente de correlação intraclasse para a reprodutibilidade interavaliador das medidas do sistema Vert 3D no plano sagital para as diferentes faixas etárias. | 47 |
| Tabela 6. Resultados do teste t pareado e do coeficiente de correlação produto momento de Pearson para a validade das medições do sistema Vert 3D no plano sagital para todos os indivíduos. | 48 |
| Tabela 7. Resultados do teste t pareado e do coeficiente de correlação produto momento de Pearson para a validade das medições do sistema Vert 3D no plano sagital para todos os indivíduos (n=89). | 48 |
| Tabela 11. Médias e desvios padrão por faixa etária, das medidas do exame radiológico e do sistema Vert 3D no plano frontal. | 54 |
| Tabela 12. Resultados do teste de Wilcoxon e do coeficiente de correlação intraclasse para a repetibilidade das medições do sistema Vert 3D no plano frontal sem considerar as faixas etárias (n=89). | 55 |
| Tabela 13. Resultados do teste de Wilcoxon e do coeficiente de correlação intraclasse para a repetibilidade das medições do sistema Vert 3D no plano frontal para as diferentes faixas etárias. | 55 |
| Tabela 14. Resultados do teste de Friedman e do coeficiente de correlação intraclasse para a reprodutibilidade interavaliador das medições do sistema Vert 3D no plano frontal sem considerar as faixas etárias (n=89). | 56 |
| Tabela 15. Resultados do teste de Friedman e do coeficiente de correlação intraclasse para a reprodutibilidade interavaliador das medições do sistema Vert 3D no plano frontal para as diferentes faixas etárias. | 56 |

| | |
|---|----|
| Tabela 16. Resultados do teste de Wilcoxon e do coeficiente de correlação de postos de Spearman para a validade das medições do sistema Vert 3D no plano frontal sem considerar as faixas etárias..... | 57 |
| Tabela 8. Pontos de corte para identificação de hipercifose a partir dos ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose)..... | 80 |
| Tabela 9. Pontos de corte para identificação de hiperlordose a partir de ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose)..... | 80 |
| Tabela 10. Pontos de corte para identificação de hipolordose a partir de ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose)..... | 81 |
| Tabela 17. Pontos de corte para identificação de escoliose à esquerda a partir das flechas de escoliose do Vert 3D à esquerda..... | 81 |
| Tabela 18. Pontos de corte para identificação de escoliose à direita a partir das flechas de escoliose do Vert 3D à direita. | 81 |
| Tabela 19. Pontos de corte para identificação de escoliose à esquerda a partir dos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à esquerda..... | 82 |
| Tabela 20. Pontos de corte para identificação de escoliose à direita a partir dos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à direita..... | 82 |

SUMÁRIO

| | | |
|---|--|----|
| 1 | INTRODUÇÃO | 13 |
| | 1.1 OBJETIVO GERAL..... | 16 |
| | 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 16 |
| 2 | REVISÃO DA LITERATURA | 17 |
| | 2.1 DESENVOLVIMENTO DA POSTURA CORPORAL..... | 17 |
| | 2.2 DESENVOLVIMENTO DA COLUNA VERTEBRAL | 17 |
| | 2.2.1 Formação das curvaturas sagitais da coluna vertebral | 18 |
| | 2.2.2 Surgimento de curvaturas frontais na coluna vertebral | 19 |
| | 2.3 DISTRIBUIÇÃO DE INDIVÍDUOS POR FAIXAS ETÁRIAS | 21 |
| | 2.4 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO..... | 22 |
| | 2.4.1 Métodos invasivos | 22 |
| | 2.4.2 Métodos não invasivos | 25 |
| | 2.4.2.1 <i>Topografia de Moiré</i> | 25 |
| | 2.4.2.2 <i>Métodos conhecidos de estereografia por luz estruturada</i> | 26 |
| | 2.4.2.2.1 <i>Sistema Jenoptik Formetric</i> | 26 |
| | 2.4.2.2.2 <i>Sistemas ISIS e ISIS2</i> | 27 |
| | 2.4.2.2.3 <i>Sistema Quantec</i> | 28 |
| | 2.4.2.2.4 <i>Sistema de topografia Milwaukee</i> | 29 |
| | 2.4.2.3 <i>Sistema Vert 3D</i> | 29 |
| 3 | PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS | 36 |
| | 3.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO | 36 |
| | 3.2 ASPECTOS ÉTICOS | 36 |
| | 3.3 POPULAÇÃO E AMOSTRA | 36 |
| | 3.4 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO | 37 |
| | 3.5 INSTRUMENTAÇÃO | 38 |
| | 3.6 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS | 38 |
| | 3.7 COLETA DE DADOS | 39 |
| | 3.7.1 Contato inicial | 39 |
| | 3.7.2 Avaliação antropométrica | 39 |
| | 3.7.4 Protocolo de avaliação postural | 40 |
| | 3.7.4.1 <i>Exame radiológico</i> | 40 |
| | 3.7.4.2 <i>Sistema Vert 3D</i> | 41 |
| 4 | ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS | 43 |
| 5 | RESULTADOS | 45 |
| | 5.1 PLANO SAGITAL..... | 45 |
| | 5.2 PLANO FRONTAL | 54 |
| 6 | DISCUSSÃO | 64 |
| | 6.1 PLANO SAGITAL..... | 64 |
| | 6.2 PLANO FRONTAL | 67 |
| 7 | CONSIDERAÇÕES FINAIS | 71 |
| 8 | REFERÊNCIAS..... | 73 |
| | APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido..... | 79 |
| | APÊNDICE B – Tabelas com as coordenadas das curvas roc | 80 |
| | ANEXO A – Carta de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul | 83 |

1 INTRODUÇÃO

A postura é definida como a disposição relativa dos segmentos corporais (KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995). A boa postura é aquela em que a cabeça encontra-se ereta, o posicionamento dos membros superiores e tórax favorece a respiração, as curvaturas da coluna são normais, a pelve está neutra e os membros inferiores bem alinhados (KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995). Quando ocorrem desvios desse alinhamento, inúmeras anormalidades posturais podem ocorrer (WATSON; MAC DONNCHA, 2000; KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995). Para a avaliação e o acompanhamento de desvios posturais comumente se utiliza o exame radiológico (JEFFERSON *et al.*, 1988). Considerado o padrão-ouro para esse tipo de avaliação (MAC-THIONG *et al.*, 2007), o método radiológico possibilita a mensuração das curvaturas da coluna vertebral (STOKES, 1994), cuja quantificação frequentemente é feita pelo método de Cobb (VRTOVEC; PERNUS; LIKAR, 2009).

Um grande problema do uso do método radiológico para avaliar e acompanhar desvios posturais é que esse método utiliza radiação ionizante para gerar as imagens, o que pode causar efeitos deletérios aos indivíduos avaliados. Ao longo do tratamento de desvios posturais como a escoliose, por exemplo, os indivíduos são expostos a uma média de 25 a 42 radiografias (DOODY, 2000). A dose de radiação absorvida em um único exame radiológico convencional é considerada uma dose baixa (TAUHATA, 2003). No entanto, a dose de radiação acumulada para a mama durante o período de tratamento de desvios posturais aumenta o risco de desenvolvimento de câncer de mama (DOODY, 2000). O período de surgimento de uma neoplasia radioinduzida relacionado à radiação acumulada por exposições frequentes pode ser de até 40 anos após a exposição (TAUHATA, 2003). Além disso, tanto o acúmulo de doses fracionadas de radiação quanto à exposição por período prolongado podem causar diversos outros problemas, como a esterilidade das gônadas, alterações no cristalino e depressão do tecido hematopoiético.

Tendo em vista os efeitos deletérios associados à radiação ionizante e que, quando se trata de curvas precoces, a exposição a esse tipo de radiação é frequente – a cada três ou seis meses (TURNER-SMITH *et al.*, 1988), já que o desenvolvimento dos desvios posturais ocorre durante a fase de crescimento (TAYLOR, 1983) –, isso representa uma grande preocupação (THOMSEN; ABEL, 2006). Nesse contexto, as alternativas não invasivas para a

avaliação das curvaturas da coluna vertebral são altamente desejáveis (TURNER-SMITH *et al.*, 1988), desde que sejam confiáveis e de fácil utilização (GOLDBERG *et al.*, 2001). O mérito desses métodos alternativos reside no fato de apresentarem menor custo, menor dificuldade técnica e não oferecerem os efeitos biológicos resultantes da exposição à radiação ionizante (CHEN; LEE, 1997). Considerando esses aspectos, torna-se importante investir nestas tecnologias não invasivas. Por isso, diversos pesquisadores têm proposto métodos não invasivos buscando por resultados válidos e confiáveis para que possam ser utilizados na prática clínica. Por exemplo, alguns profissionais utilizam instrumentos como o escoliômetro (BUNNEL, 1984), o flexicurva (HARRISON *et al.*, 2005), o arcômetro (D'OSUALDO; SCHIERANO; IANNIS, 1997) e a fotogrametria (SAAD *et al.*, 2011).

Apesar do amplo uso dos instrumentos bidimensionais, o aprimoramento tecnológico resultou no desenvolvimento de equipamentos tridimensionais, ou seja, que avaliam os desvios posturais considerando informações referentes aos três planos espaciais. Métodos tridimensionais são considerados pela Sociedade de Pesquisa em Escoliose um grande avanço no sentido da desmistificação da escoliose idiopática (STOKES, 1994). Por isso, há uma crescente preocupação quanto à natureza tridimensional dos desvios posturais (STOKES, 1994). Tendo como base essa natureza 3D, surgiram diversos métodos tridimensionais baseados na análise da superfície das costas, como a topografia de Moiré, introduzida por Takasaki (1970) para a medição de deformidades posturais. Essa técnica apresenta a desvantagem de que não fornecer dados numéricos que possam ser comparados e é muito influenciada por leves mudanças na posição dos indivíduos (TURNER-SMITH; HARRIS, 1986).

Na tentativa de minimizar esses problemas, surgiram outros métodos tridimensionais como a estereografia Raster (HACKENBERG *et al.*, 2003), o escaneamento a laser (HILL *et al.*, 2002) e estereografia por luz estruturada (TURNER-SMITH *et al.*, 1988; DRERUP; HIERHOLZER, 1994; 1996; GOLDBERG, 2001; OXBORROW, 2000; BERRYMAN *et al.*, 2008). Todos esses sistemas tridimensionais diferem no método de aquisição dos dados, na automação e na sofisticação da análise dos dados (DRERUP; HIERHOLZER, 1994). Dentre esses métodos, a estereografia por luz estruturada tem sido muito abordada, pois permite a avaliação espacial da coluna vertebral a partir da superfície das costas, quantificando, em graus ou índices, os desvios posturais existentes. Alguns dos sistemas conhecidos que utilizam essa tecnologia são o Quantec (GOLDBERG, 2001; OXBORROW, 2000), o

Jenoptik Formetric (DRERUP; HIERHOLZER, 1994; 1996), o Sistema de Imagem da Forma Integrada (ISIS) (TURNER-SMITH *et al.*, 1988) e o ISIS2 (BERRYMAN *et al.*, 2008; ZUBOVICZ *et al.*, 2008).

Mas, apesar do grande número de sistemas disponíveis, eles não têm ganhado aceitação unanime e o exame radiológico permanece sendo o padrão ouro para avaliações da coluna vertebral (LIU *et al.*, 2013). Além disso, na falta do estabelecimento de um método de registro e mensuração da superfície das costas, importantes sinais permanecem subjetivos, já que o método tradicional radiológico não analisa a superfície das costas (TURNER-SMITH *et al.*, 1988). Nessa perspectiva, surgiu no Brasil o Vert 3D, um sistema de análise dos desvios posturais baseado na estereografia por luz estruturada. O sistema Vert 3D permite um exame funcional livre de radiação que, a partir do modelamento do tronco, fornece uma visão panorâmica de toda a coluna vertebral. Por não utilizar filme ou produtos químicos, os custos em materiais são reduzidos. Do ponto de vista clínico, acredita-se que, a partir da utilização desse sistema, será possível, de forma simples e rápida, avaliar tridimensionalmente a postura corporal, monitorar a eficácia de tratamentos e realizar o acompanhamento de desvios posturais como a escoliose, a hiperlordose e a hipercifose. No entanto, para que um método possa ser utilizado na prática clínica, primeiramente precisa de comprovação científica (STOKES, 1994). Dessa maneira, para o uso do sistema Vert 3D, torna-se necessária a sua validação, para averiguar se o mesmo produz informações válidas e verdadeiras referentes às curvaturas da coluna vertebral. Ainda, torna-se necessário testar outros critérios científicos como a repetibilidade e a reprodutibilidade dos dados gerados pelo sistema Vert 3D, para que este sistema possa ser utilizado no acompanhamento dos desvios posturais.

Uma vez que desvios posturais ocorrem principalmente durante a fase de crescimento (TAYLOR, 1983), são tratáveis e a sua progressão pode ser diminuída ou um bom prognóstico de tratamento pode ser assegurado se detectados cedo (DICKAMN; CASPI, 2001), tornam-se relevantes a avaliação e o acompanhamento precoces. Por isso, de posse da validação do sistema Vert 3D, o mesmo poderá ser utilizado em indivíduos na fase de crescimento, visando a obtenção de dados precocemente e minimizando a prolongada e frequente exposição à radiação durante o tratamento.

1.1 OBJETIVO GERAL

- Verificar se o sistema Vert 3D fornece informações válidas referentes aos desvios posturais nos planos frontal e sagital de indivíduos em diferentes faixas etárias.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Verificar a repetibilidade das medidas do sistema Vert 3D nos planos sagital e frontal;
- Verificar a reprodutibilidade interavaliador das medidas do sistema Vert 3D nos planos sagital e frontal;
- Verificar a validade do sistema Vert 3D nos planos sagital e frontal, por meio de comparação e correlação com os ângulos de Cobb.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A postura é definida como a disposição relativa do corpo em qualquer momento e é composta pelo posicionamento de diferentes articulações nesse dado momento. A posição de cada articulação tem efeito sobre a posição de outras articulações (MAGEE, 2002). O homem, diferentemente da maioria dos animais, adota uma postura bípede. A vantagem dessa postura é que habilita às mãos a ficarem livres e os olhos podem enxergar à frente, no entanto, apresenta como desvantagem a sobrecarga axial na coluna vertebral e membros inferiores (MAGEE, 2002).

2.1 DESENVOLVIMENTO DA POSTURA CORPORAL

Na medida em que o indivíduo cresce, ocorrem variações na postura corporal (ASHER, 1976), envolvendo o crescimento do tórax, a formação das curvaturas da coluna vertebral e o desenvolvimento da pelve e das extremidades (CZAKWARI; CZERNICKI; DURMALA, 2008), para que a postura corporal se estabeleça. O desenvolvimento da postura corporal tem início no período embrionário e apresenta períodos críticos na puberdade (CZAKWARI; CZERNICKI; DURMALA, 2008). A partir do nascimento as variações na postura são lentas e estáveis (GALAHUE; OZMUN, 2005) e na puberdade, devido ao estirão do crescimento, há maior progressão de desvios posturais (TAYLOR, 1983). Adolescentes que apresentam desvios posturais frequentemente têm um estirão do crescimento mais cedo (GUO *et al.*, 2005), são mais altos e magros (VAN GOETHEM *et al.*, 2007). Após a puberdade, o desenvolvimento postural continua, porém em ritmo bem mais lento, até o alcance da maturidade esquelética (MALINA; BOUCHARD, 1991). Com a maturidade esquelética, o indivíduo passa a apresentar um padrão postural relativamente estável (CZAKWARI; CZERNICKI; DURMALA, 2008).

Cada indivíduo apresentará uma postura única, que dependerá de diversos fatores que ocorrem durante o seu desenvolvimento, como as descobertas e alterações biopsicossociais em que se depara em cada fase do desenvolvimento (DETSCH; CANDOTTI, 2001), as condições de saúde e bem-estar, a sua ocupação e estilo de vida (CZAKWARI; CZERNICKI; DURMALA, 2008), os processos genéticos, traumáticos e compensatórios em que o ser em desenvolvimento é submetido (KUCHERA, 2011), as características do ambiente em que vive, tarefas executadas (MANOEL, 2000), entre outros fatores.

2.2 DESENVOLVIMENTO DA COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral é o eixo do corpo humano e apresenta curvaturas decorrentes do desenvolvimento da coluna (SCHÜNKE *et al.*, 2006). As curvaturas da coluna vertebral já começam a ser definidas durante o período embrionário.

2.2.1 Formação das curvaturas sagitais da coluna vertebral

Devido à posição curvada do feto durante a gestação, o recém-nascido apresentará predominância cifótica na coluna vertebral. As curvaturas lordóticas estarão presentes apenas parcialmente e irão se desenvolver ao longo da vida pós-natal (SCHÜNKE *et al.*, 2006) na medida em que a criança cresce (MAGEE, 2002). A partir do nascimento, o desenvolvimento é bastante rápido (MALINA; BOUCHARD, 1991). Por volta dos três meses de idade, quando a criança começa a manter a cabeça ereta (MAGEE, 2002), aparece a lordose cervical com a participação da musculatura da nuca para o equilíbrio da cabeça (SCHÜNKE *et al.*, 2006). Por volta dos seis a oito meses de idade (MAGEE, 2002), a partir do aprendizado de sentar, andar e ficar em pé, a lordose lombar começa a aparecer e aumenta ao longo do tempo, sendo estabilizada ao longo da puberdade (SCHÜNKE *et al.*, 2006). O formato ligeiramente cuneiforme dos corpos das vértebras torácicas influencia na definição da cifose torácica.

Os valores padrão para os ângulos das curvaturas de crianças são diferentes dos valores das curvaturas de adultos. Propst-Proctor e Bleck (1983) descrevem valores de referência de normalidade para as curvaturas sagitais de indivíduos de 2 a 20 anos, a partir de um estudo com exame radiológico. Para a cifose torácica, eles estimam que estes valores variem entre 21° e 33°. Boseker *et al.* (2000) avaliaram 121 crianças “normais” de 5 a 19 anos e relataram que a coluna torácica dessas crianças apresenta 20° a 50°. Ci *et al.* (2005) categorizam como a cifose se desenvolve ao longo do desenvolvimento e relatam que aumenta até os 10 anos, diminui entre 10 e 12 anos e aumenta novamente dos 13 aos 15 anos, quando é quase igual a lordose lombar. Mac Thiong *et al.* (2004), a partir do uso de radiografias, referem que crianças de 10 anos apresentam 38,3° de cifose torácica. Penha, Baldini e João (2009), mensuraram a cifose torácica de crianças de sete e oito anos por meio de fotogrametria e encontraram valores ligeiramente menores nas crianças mais jovens. Os valores mensurados variaram entre 28,07° e 30,32°. Widhe (2001) encontrou aproximadamente 30° de cifose torácica para crianças de 5 a 6 anos, utilizando um cifômetro Debrunner. Mellin e Poussa (1992), utilizando inclinômetro, referem que a cifose torácica é

menor em meninas do que meninos. Fon, Pitt e Thies (1980), utilizando o método de Cobb, relatam aumento da curvatura torácica com idade em ambos os sexos. Segundo Asher (1976), o aumento do ângulo de cifose torácica também é comum na existência de alguma patologia como a tuberculose da coluna vertebral e a doença de Scheuermann.

Propst-Proctor e Bleck (1983) também descrevem valores de referência de normalidade para a lordose lombar de indivíduos de 2 a 20 anos a partir de estudo radiológico e estimam que esses valores variem entre 31° e $49,5^\circ$. Penha, Baldini e João (2009), utilizando fotogrametria, encontraram menor lordose lombar em meninos de sete anos do que em meninas da mesma idade, enquanto que encontraram valores ligeiramente maiores em crianças de oito anos de ambos os sexos. Os valores mensurados variaram entre $38,49^\circ$ e $42,29^\circ$. Chernukha, Daffner e Reigel (1998), por meio de radiografias, encontraram uma média de $40,13^\circ$ de lordose lombar para crianças de 6 a 10 anos de idade. Segundo estes mesmos autores, a lordose lombar aumenta entre 11 a 15 anos de idade, devido às mudanças estruturais ocasionadas pelo estirão do crescimento. Para Asher (1976), o aumento da lordose lombar parece estar associado à extensão da coluna vertebral ou à maior inclinação da pelve. Asher (1976) também observa que ocorre um decréscimo desta medida com o crescimento.

2.2.2 Surgimento de curvaturas frontais na coluna vertebral

Uma leve curvatura lateral torácica destroconvexa normalmente é um achado comum na coluna torácica média ou baixa e sua presença tem sido atribuída à pressão aórtica, à dominância da mão direita ou às assimetrias nos corpos vertebrais (TAYLOR, 1983). Exceto por esta pequena curvatura comum na região torácica, em condições normais a coluna vertebral não deve apresentar curvaturas no plano frontal (VAN GOETHEM *et al.*, 2007), devido à perfeita distribuição da massa corporal em torno do centro de gravidade (KUCHERA; KUCHERA, 1994). No entanto, estudos epidemiológicos apontam para uma elevada prevalência de desvios posturais em crianças (MARTELLI; TRAEBERT, 2006; PENHA *et al.*, 2005; KARACHALIOS *et al.*, 1999). Um estudo realizado com 195 escolares do Rio Grande do Sul aponta existência de desvios posturais em 50% das crianças avaliadas (GUADAGNIN; MATHEUS, 2012). Estes desvios posturais são bastante comuns, podem ser temporários (KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995) e considerados dentro dos padrões fisiológicos de uma fase do desenvolvimento musculoesquelético (PENHA; BALDINI; JOÃO, 2009). No entanto, podem gerar sobrecargas que irão afetar fases

posteriores do desenvolvimento (PENHA; BALDINI; JOÃO, 2009), resultando em anormalidades posturais permanentes (KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995).

Desvios no plano frontal tem sido estudados há mais de 100 anos (CHEUNG *et al.*, 2008; BURWELL, 2003; LOWE *et al.*, 2000), sendo que há 30 anos o termo escoliose foi abordado pela primeira vez. O termo escoliose é utilizado para nomear desvios laterais da coluna vertebral (STOKES, 1994) quando o componente rotatório apresenta mais de 10° de desvio, enquanto que desvios com até 10° são considerados assimetrias da coluna (VAN GOETHEM *et al.*, 2007). A escoliose pode ser congênita ou idiopática (SCOLIOSIS RESEARCH SOCIETY, 2011), sendo que a escoliose idiopática é a mais frequente das escolioses (80% dos casos) (VAN GOETHEM *et al.*, 2007).

A escoliose congênita resulta de anomalias no desenvolvimento das vértebras. Já em relação à escoliose idiopática, até hoje a sua natureza não mudou, segue de etiologia desconhecida, por mais dramáticas que sejam as mudanças que tem ocorrido nos métodos de avaliação e tratamento (OESTREICH; YOUNG; POUSSAINT, 1998). Algumas hipóteses apontam para uma etiologia multifatorial (SALVADOR-ESTEBAN; LUENGO-GONZÁLEZ, 2009; LOWE *et al.*, 2000; KATZ, 2003; MACHIDA, 1999). Outras apontam para fatores genéticos, que são considerados importantes componentes etiológicos no desenvolvimento da escoliose (ALDEN *et al.*, 2006). Para Stokes e Windisch (2006), a escoliose pode ser resultante do controle inadequado do crescimento da coluna. Outros autores (PARENT; NEWTON; WENGER, 2005; VILLEMURE *et al.*, 2004; BURWELL, 2003; CASTRO, 2003; SEVASTIK; BURWELL; DANGERFIELD, 2003) associam a progressão da escoliose ao crescimento da coluna, apresentando elevada prevalência durante a adolescência, devido às mudanças críticas que ocorrem na coluna vertebral (STIRLING, 1996). Ainda existe uma hipótese de que haja associação do surgimento de desvios no plano frontal com uma diminuição da cifose torácica (MAC-THIONG *et al.*, 2003). No entanto, apesar dos indicativos de que as curvaturas sagitais são anormais em sujeitos com escoliose, é difícil afirmar, pois as curvaturas sagitais são variáveis e mudam conforme a idade (STOKES, 1994). Algumas vezes, a escoliose tem sido associada com o uso de mochila por escolares e adultos, pois a carga da mochila é diretamente transferida para a coluna por meio das alças dos ombros (KOROVESSIS *et al.*, 2005; SHEIR-NEISS *et al.*, 2003; NEGRINI; CARABALONA, 2002) e geralmente esta carga é maior do que os limites recomendados (BRACKLEY; STEVENSON, 2004).

Existe uma hipótese associada à mobilidade da coluna vertebral. As articulações da coluna vertebral fornecem mobilidade para a execução das atividades de vida diárias. Assim,

os movimentos normais da coluna vertebral envolvem um grupo de segmentos vertebrais. Por exemplo, a inclinação lateral do tronco, resultante de contração muscular unilateral, induz as vértebras da coluna torácica e da coluna lombar à inclinação lateral, o que favorece uma rotação vertebral para o lado oposto. Esse comportamento provoca uma curvatura lateral (convexidade) para o lado da rotação vertebral, que desaparece quando os músculos relaxam (KUCHERA, 2011). No entanto, algumas vezes a curvatura lateral permanece, devido à presença de restrições articulares (KUCHERA, 2011).

Na presença de um membro inferior anatomicamente mais curto ou artificialmente encurtado pela presença de uma torção na pelve, respostas anormais são transferidas ao sacro e à coluna lombar. Para manter o olhar no horizonte, a coluna lombar se inclina lateralmente para o mesmo lado do membro inferior mais curto (KUCHERA, 2011). Respostas compensatórias precoces são associadas com o desenvolvimento de curvaturas escolióticas em C. Ou seja, uma única curvatura lombar ou toracolombar, onde o plano horizontal se encontra deprimido contralateralmente à depressão pélvica. Mais tarde, os mecanismos compensatórios redistribuem as responsabilidades resultando na formação de várias curvaturas, ou seja, escolioses em S, onde os planos escapular e pélvico são deprimidos ipsilateralmente à pelve deprimida (KUCHERA, 2011).

Ainda, existem algumas teorias de que surgimento dos desvios posturais possa estar relacionado a fatores psicossomáticos (CALLIET, 1981). Irvine (1973), relaciona flexibilidade, curvaturas suaves e firmes a indivíduos saudáveis e alterações posturais como anteriorização dos ombros, retroversão pélvica e contraturas musculares a indivíduos ansiosos, agressivos e hipercinéticos e anteriorização da coluna cervical, anteversão pélvica e ptose abdominal a indivíduos depressivos. Para Kuchera (2011), o aumento das curvaturas sagitais é relacionado a pacientes emocionalmente deprimidos.

2.3 DESENVOLVIMENTO DE CRIANÇAS

O desenvolvimento de crianças pode ser mensurado a partir da idade biológica, que é o registro do progresso em direção à maturidade. A idade biológica pode ser determinada a partir de diversos métodos, sendo o mais popular a idade cronológica (GALAHUE; OZMUN, 2005). Esse método fornece o registro do progresso em direção à maturidade de modo mais simples e de uso universal (GALAHUE; OZMUN, 2005), facilitando a interpretação e a comparação (MALINA; BOUCHARD, 1991). No âmbito da idade cronológica, crianças

podem ser separadas arbitrariamente em três ou quatro períodos, de acordo com a faixa etária em que se encontram, para facilitar o estudo.

Stirling (1996) sugere que o ponto de corte inicial ideal para estudos de desvios posturais é aos seis anos, pois ao longo dos anos subsequentes ocorrem mudanças na configuração da coluna e na velocidade de crescimento. A terceira infância é um período em que ocorrem aumentos lentos e estáveis na estatura e na massa corporal (GALAHUE; OZMUN, 2005). Ao longo dos anos subsequentes é esperado que as crianças atinjam a puberdade (STIRLING, 1996), que é o período que caracteriza o final da terceira infância (GALAHUE; OZMUN, 2005). A progressão dos desvios posturais é maior na puberdade, devido ao estirão do crescimento (TAYLOR, 1983) e esse período dura aproximadamente quatro anos e meio (MALINA; BOUCHARD, 1991). Os meninos, em média, atingem a puberdade por volta dos 13 anos e a sua altura se estabiliza por volta dos 15 anos de idade. As meninas estão aproximadamente dois anos à frente dos meninos (MALINA; BOUCHARD, 1991). Já no final da puberdade, o crescimento continua, porém em ritmo bem mais lento. Os meninos parecem alcançar a maturidade por volta dos 18 anos, enquanto que as meninas aproximadamente aos 16 anos de idade. (MALINA; BOUCHARD, 1991). Por isso, o ponto de corte final ideal para estudos baseados no crescimento é aos dezoito anos (MALINA; BOUCHARD, 1991).

2.4 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO

2.4.1 Métodos invasivos

Em 1895, a descoberta dos raios de Roentgen (raios X) permitiu a visualização das estruturas internas do corpo humano (SCHAWB, 1932 *Apud* KUCHERA, 2011.). A primeira análise da estática postural a partir desse método foi realizada por Hoskins e Schwab em 1921, abrindo o campo para o uso clínico dos raios X (SMITH, 1899 *Apud* KUCHERA, 2011). Atualmente, o exame radiológico é o método invasivo mais utilizado para a avaliação e o acompanhamento de desvios posturais (JEFFERSON *et al.*, 1988). O método radiológico é especialmente útil para o planejamento cirúrgico e para o monitoramento e o tratamento de deformidades da coluna vertebral (TANURE; PINHEIRO; OLIVEIRA, 2010). Além disso, possibilita a avaliação da cinemática articular, de fraturas, da fixação de próteses, da idade óssea (BALZOPoulos, 1995) e das curvaturas, que são medidas locais de regiões da coluna vertebral (STOKES, 1994). Existem diversas maneiras de avaliar a severidade das curvaturas da coluna vertebral. Em seu estudo, Vrtovec, Pernus e Likar (2009) fazem uma revisão dos métodos quantitativos mais populares para esse tipo de abordagem. No que se

refere às curvaturas no plano frontal, os autores descrevem cinco métodos de avaliação (Figura 1) e no que se refere às curvaturas no plano sagital são descritos treze métodos (Figura 2).

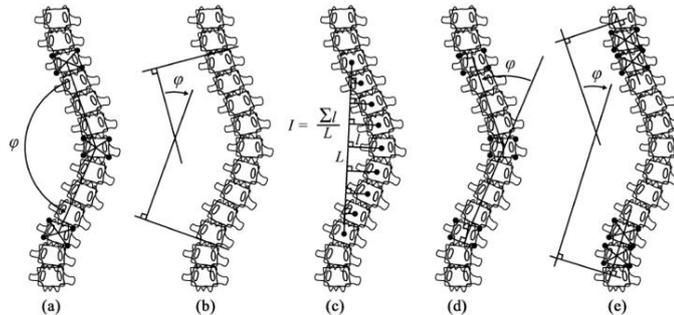


Figura 1. Métodos de avaliação das curvaturas frontais da coluna vertebral. **a** método de Ferguson; **b** método de Cobb; **c** índice de Greenspan; **d** método de Diab *et al.*; **e** método centroide. Fonte: A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature - Vrtovec, Pernus e Likar (2009).

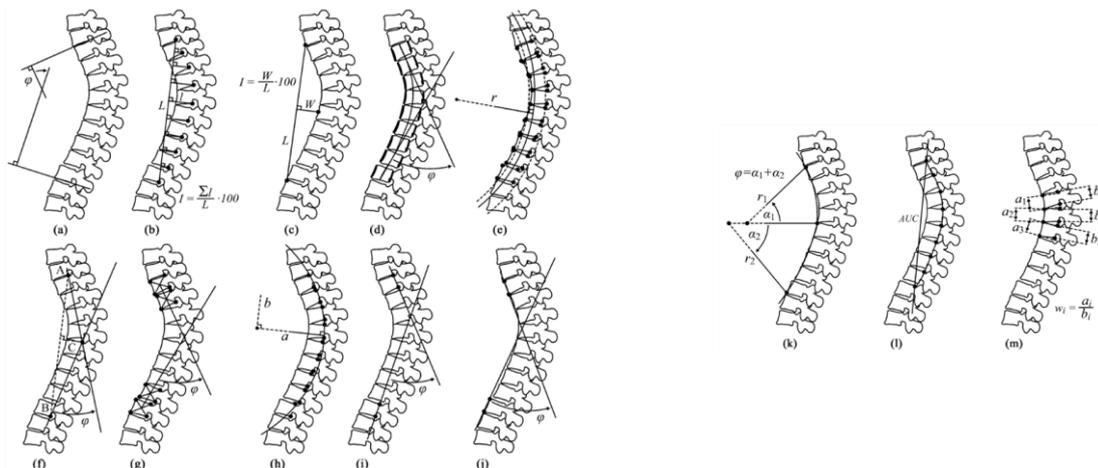


Figura 2. Métodos de avaliação das curvaturas sagitais da coluna vertebral. **a** método de Cobb modificado; **b** índice de Ishihara; **c** índice de cifose/lordose; **d** ângulo polinomial; **e** raio médio da curvatura; **f** método de TRALL; **g** método centroide; **h** melhor forma de elipses; **i** tangente posterior; **j** tangente anterior; **k** círculos tangentes; **l** área sob a curva (AUC); **m** relação da cunha vertebral. Fonte: A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature - Vrtovec, Pernus e Likar (2009).

Dentre os métodos de avaliação das curvaturas demonstrados nas Figuras 1 e 2, o método de Cobb se destaca dos demais, pois apresenta facilidade de aplicação, reprodutibilidade e consegue medir grandes ângulos de deformidade. No que se refere aos métodos de avaliação das curvaturas frontais apresentados na Figura 1, o método de Cobb é reportado como o mais confiável e o índice de Ishihara como o menos confiável. Em relação aos métodos apresentados na Figura 2, o método de Cobb foi um dos primeiros a analisar as curvaturas sagitais. Por isso, desde 1966 até os dias de hoje, a Sociedade de Pesquisa em

Escoliose adota esse método como o padrão para a avaliação de curvaturas da coluna vertebral (VRTOVEC; PERNUS; LIKAR, 2009).

Em virtude do método de Cobb ser o padrão adotado pela Sociedade de Pesquisa em Escoliose, o mais frequentemente utilizado (VRTOVEC; PERNUS; LIKAR, 2009) e o padrão-ouro para a avaliação de curvaturas (MAC-THIONG *et al.*, 2007), torna-se o mais adequado no que tange a avaliação radiológica de curvaturas. Para a avaliação de curvaturas frontais a partir desse método, primeiramente devem ser traçadas retas paralelas às placas terminais dos corpos vertebrais do início e do fim da curvatura, que correspondem as vértebras de maior inclinação da curva. A partir de cada uma dessas retas paralelas, traça-se uma reta perpendicular e calcula-se o ângulo formado pelo cruzamento das duas retas perpendiculares, conforme demonstrado na Figura 1b. Para mensurar ângulos em radiografias sagitais (lordose e cifose), a construção das retas é idêntica, exceto pelo fato de que o início das curvaturas é definido pelas placas terminais superiores de T1 ou L1 e o fim da curvatura é definido pelas placas terminais inferiores de T12 e L5. Assim, a cifose torácica é medida entre T1 e T12 e a lordose lombar entre L1 e L5, conforme demonstrado pela Figura 2a (VRTOVEC; PERNUS; LIKAR, 2009).

Apesar de ser o padrão-ouro e o método mais frequentemente utilizado, o método de Cobb apresenta uma variabilidade intra e interavaliadores de, respectivamente, 5,1° e 7,5° (ADAM *et al.*, 2005). E embora seja amplamente aprovado para medir curvaturas frontais e sagitais, o método de Cobb na realidade mede a inclinação da curvatura e do corpo vertebral (STOKES, 1994). Assim, diferentes desvios da coluna vertebral podem resultar em uma mesma medida a partir desse método, uma vez que a radiografia restringe a avaliação dos desvios posturais a um único plano espacial, simplificando a realidade dos desvios posturais, que são tridimensionais (STOKES, 1994). Além disso, o método radiológico apresenta distorção linear das imagens devido à magnificação ocasionada pelas distâncias entre a fonte de disparo de raios X, o objeto de interesse e o filme radiográfico. Essa distorção linear pode ser corrigida por meio da geometria. Ainda existe uma distorção não linear ocasionada pela angulação dos raios X. A porção do objeto em que incide o raio X central não sofre essa distorção, mas as porções da periferia recebem raios X angulados, que acabam distorcendo a imagem. Essa distorção necessita de correção (BALTZOPOULOS, 1995).

2.4.2 Métodos não invasivos

A partir do conhecimento dos problemas envolvidos com o uso de métodos invasivos como o exame radiológico, as pesquisas têm avançado na tentativa de desenvolver métodos de análise que facilitem a compreensão dos padrões do corpo humano. Primeiramente, surgiram métodos não invasivos bidimensionais como o escoliômetro (BUNNEL, 1984) que é um inclinômetro que mede o ângulo de rotação do tronco (THOMSEN; ABEL, 2006), o flexicurva (HARRISON *et al.*, 2005), o arcômetro (D'OSUALDO; SCHIERANO; IANNIS, 1997) e a fotogrametria (SAAD *et al.*, 2011). Como os métodos bidimensionais avaliam os desvios posturais em um único plano espacial e os desvios posturais da coluna vertebral envolvem assimetrias em relação aos três planos do espaço, têm sido desenvolvidos equipamentos e análises cada vez mais sofisticados, que levam isso em consideração (STOKES, 1994). Nesse contexto, surgiram as análises tridimensionais.

2.4.2.1 Topografia de Moiré

A topografia Moiré é um método que fotografa a superfície do corpo para captar os desvios posturais (RUGGERONE; AUSTIN, 1986). O fenômeno moiré é ocasionado pelas sombras produzidas por uma luz que passa através de uma grade e é projetada sobre um objeto (figura 3). Seu uso na medição da deformidade da superfície corporal foi introduzido por Takasaki em 1970 (TAKASAKI, 1970). Diversos pesquisadores estudaram a relação entre assimetrias moiré e o ângulo de Cobb radiográfico. No entanto, não foi possível fazer previsões precisas do ângulo de Cobb a partir das fotografias de Moiré (RUGGERONE; AUSTIN, 1986)

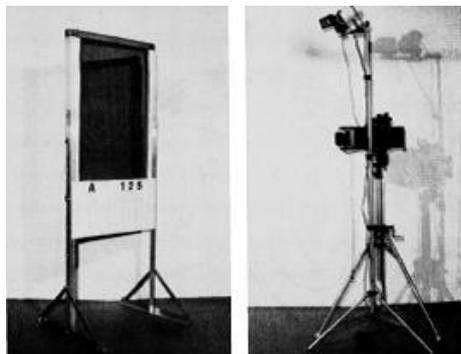


Figura 3. Topografia de Moiré.

Fonte: Moiré topography: Correlations with Vertebral Lateral Curvature as Determined by Radiography – Ruggerone e Austin (1986).

Esse tipo de análise apresenta algumas desvantagens em relação a outros métodos, pois não fornece dados numéricos que possam ser comparados e os gráficos resultantes não mostram apenas a forma das costas, mas também a postura do paciente. Se esta postura mudar, mesmo que levemente, a aparência da imagem muda drasticamente (TURNER-SMITH; HARRIS, 1986). Por outro lado, o surgimento da topografia de Moiré serviu de base para o desenvolvimento de tecnologias mais aprimoradas.

2.4.2.2 Métodos conhecidos de estereografia por luz estruturada

A estereografia consiste no registro e na apresentação tridimensional da superfície dorsal. Diversos trabalhos baseados na tecnologia de estereografia têm sido realizados para mensurar a superfície das costas. Dentre eles, atualmente destacam-se àqueles que utilizam a técnica de luz estruturada. Os melhores sistemas conhecidos que utilizam esta tecnologia são o Quantec (GOLDBERG, 2001; OXBORROW, 2000), o Jenoptik Formetric (DRERUP; HIERHOLZER, 1994; 1996) e o Sistema Integrado de Imagem da Forma (ISIS) (TURNER-SMITH, 1988).

2.4.2.2.1 Sistema Jenoptik Formetric

O sistema Jenoptik Formetric (figura 4) utiliza a estereografia Raster para captura automática do formato das costas. Consiste na projeção de um padrão de linhas e na gravação da imagem por uma câmera (DRERUP; HIERHOLZER, 1994). O sistema Formetric apresenta como principal vantagem o fato de não necessitar marcação manual de pontos, visto que este detecta automaticamente as estruturas ósseas (BERRYMAN *et al.*, 2008). O método que Drerup e Hierholzer (1994) desenvolveram executa a reconstrução da coluna vertebral a partir de um modelo tridimensional da linha média da coluna vertebral, que coincide com os processos espinhosos das vértebras. O ângulo de escoliose é mensurado a partir dessa linha média. Huysmans, Moens e Van Audekercke (2005) calcularam a escoliose a partir do centro dos corpos vertebrais utilizando radiografias e a metodologia proposta por Drerup e Hierholzer (1994), sem encontrarem resultados conclusivos.

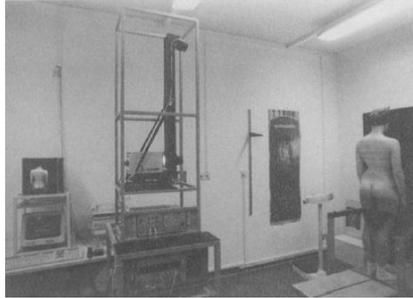


Figura 4. Sistema Formetric.

Fonte: Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape - Drerup e Hierholzer (1994).

2.4.2.2.2 Sistemas ISIS e ISIS2

O sistema de escaneamento ISIS (figura 5), desenvolvido por Turner-Smith *et al.* na década de 1980, apresentava baixa resolução espacial e longo tempo de escaneamento, uma vez que necessitava de marcação manual de diversos pontos na pele (DRERUP; HIERHOLZER, 1994). Por isto, foi substituído pelo sistema ISIS2, que é um método automático que permite avaliações em menor tempo, necessitando marcação manual de menos pontos do que o seu antecessor. O ISIS2 consiste em uma câmera de vídeo e um projetor que projeta um padrão de franjas nas costas do paciente e tem por função determinar o grau de deformidade da curvatura escoliótica, monitora o progresso desta condição e avalia a eficácia de intervenções terapêuticas. (BERRYMAN *et al.*, 2008). Para realizar a análise da superfície das costas por meio do sistema ISIS2, um padrão geométrico de franjas é projetado nas costas do indivíduo. A forma tridimensional das costas do indivíduo distorce estas franjas e esta distorção contém a informação referente à altura, que é distância entre a superfície das costas e um plano de referência. A imagem é capturada por uma câmera digital e o padrão de franjas em cada pixel resulta na altura, perpendicular ao plano da imagem. Segundo os autores, a acurácia deste sistema é de aproximadamente um milímetro, radiologistas o consideraram fácil e rápido de utilizar e o ISIS2 fornece dados consistentes (BERRYMAN *et al.*, 2008). Em relação aos sistemas Quantec, Formetric e ISIS, o sistema ISIS2 apresenta como principal vantagem o fato de não necessitar de interpolações (BERRYMAN *et al.*, 2008). Além disto, ao comparar os resultados do ISIS2 com radiografias da coluna vertebral de 111 pacientes com escoliose, evidenciaram que o sistema ISIS2 é capaz de fornecer informações válidas sobre coluna vertebral no plano frontal, sendo útil para avaliação e acompanhamento de pacientes com escoliose (ZUBOVICZ *et al.*, 2008).

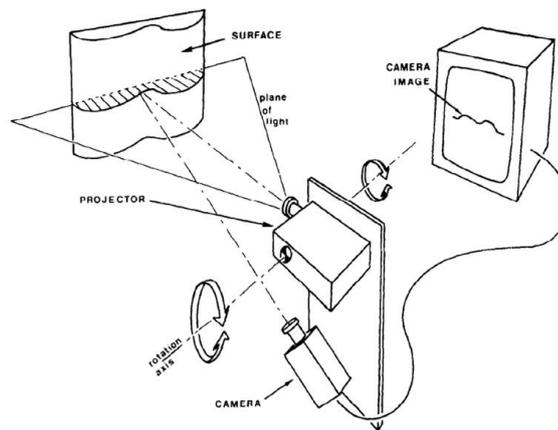


Figura 5. Sistema ISIS.

Fonte: A method for analysis of back shape in scoliosis - Turner-Smith *et al.* (1988).

2.4.2.2.3 Sistema Quantec

O sistema Quantec, ilustrado na Figura 6, consiste em um computador, uma câmera de vídeo e um projetor que lança uma sombra padrão nas costas do indivíduo avaliado. São inseridos marcadores em alguns pontos anatômicos e então a imagem é capturada e processada. Esse sistema fornece medidas específicas relativas à topografia das costas do paciente. No entanto, deve-se ter atenção a alguns detalhes durante a avaliação por esse método: mudanças de posição do indivíduo ou oscilações na postura (GOLDBERG, 2001). Goldberg *et al.* (2001), ao avaliar 155 pacientes com o sistema Quantec e exames radiográficos constatou forte e significativa correlação, sugerindo que esse sistema fornece dados semelhantes aos obtidos no exame radiográfico, ou seja, atestando a validade das informações geradas pelo Quantec.



Figura 6. Sistema Quantec.

Fonte: Surface Topography, Cobb Angles, and Cosmetic Change in Scoliosis – Goldberg *et al.* (2001).

2.4.2.2.4 Sistema de topografia Milwaukee

O Hospital da Criança de Wisconsin utilizou o sistema Quantec por 15 anos, tempo em que os pesquisadores e médicos adquiriram experiência com as habilidades e limitações do sistema. Essa experiência fez com que esses profissionais desenvolvessem um novo sistema de topografia de superfície, o sistema de topografia Milwaukee (figura 7), que foi criado em resposta às desvantagens do sistema Quantec, como a presença de *software* e *hardware* obsoletos, problemas na transferência de dados e problemas para mensurar pacientes negros. Este sistema realiza uma avaliação tridimensional da coluna vertebral, a partir da marcação manual de pontos na coluna vertebral e apresenta como resultados 17 parâmetros diferentes da coluna vertebral, dentre eles os ângulos de lordose, cifose e escoliose. Os autores testaram a repetibilidade e reprodutibilidade interavaliador dos 17 parâmetros desse sistema. Dentre eles, o ângulo de escoliose apresentou ICC=0,501 e ICC=0,565 para a repetibilidade e ICC=0,88 para a reprodutibilidade interavaliador, o ângulo de cifose apresentou ICC=0,572 e ICC=0,893 para a repetibilidade e ICC=0,814 para a reprodutibilidade interavaliador e o ângulo de lordose apresentou ICC= 0,937 e ICC=0,852 para a repetibilidade e ICC=0,371 para a reprodutibilidade interavaliador. Assim, o instrumento apresenta boa repetibilidade e reprodutibilidade interavaliador para a escoliose e para a cifose (LIU *et al.*, 2013).

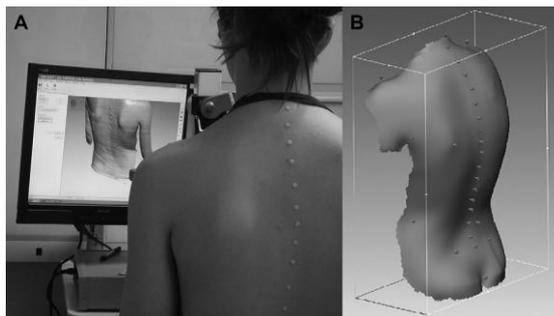


Figura 7. Sistema de Topografia Milwaukee.

Fonte: Development of a 3-Dimensional Back Contour Imaging System for Monitoring Scoliosis Progression in Children – Liu *et al.* (2013).

2.4.2.3 Sistema Vert 3D

O Vert 3D é um sistema para medição tridimensional das costas que se baseia no método de estereografia por luz estruturada (figura 8). Ou seja, o Vert 3D projeta na região dorsal do paciente um padrão luminoso de franjas e esse padrão de franjas é distorcido pelo

relevo da superfície das costas do paciente e o sistema captura essa imagem distorcida. A partir dessa imagem distorcida, são obtidas as variáveis do Vert 3D (MIOTEC, 2010).

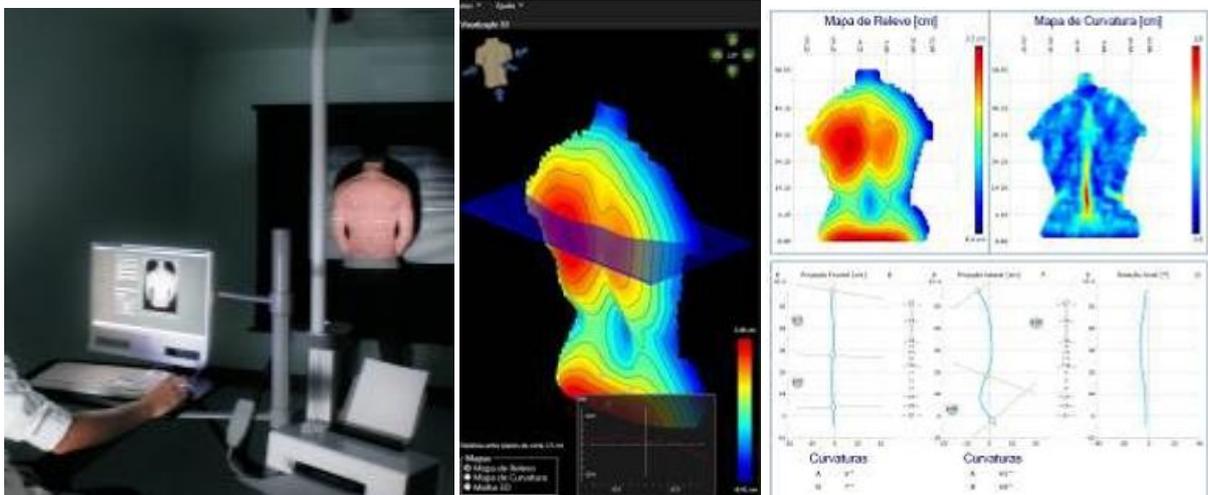


Figura 8. Ilustração do funcionamento do Sistema Vert 3D e exemplo de resultado gerado.
 Fonte: Vert 3D: manual do usuário da Miotec Equipamentos Biomédicos – Miotec (2010).

O Vert 3D é composto por três módulos operacionais: o módulo ótico, que é constituído pelo projetor DLP e pela câmera digital, acoplados em um braço metálico de altura regulável; o módulo computacional, que contém uma unidade central de processamento dedicada e o módulo de interpretação, que é a interface visual do software no monitor LCD (figura 9) (MIOTEC, 2010).

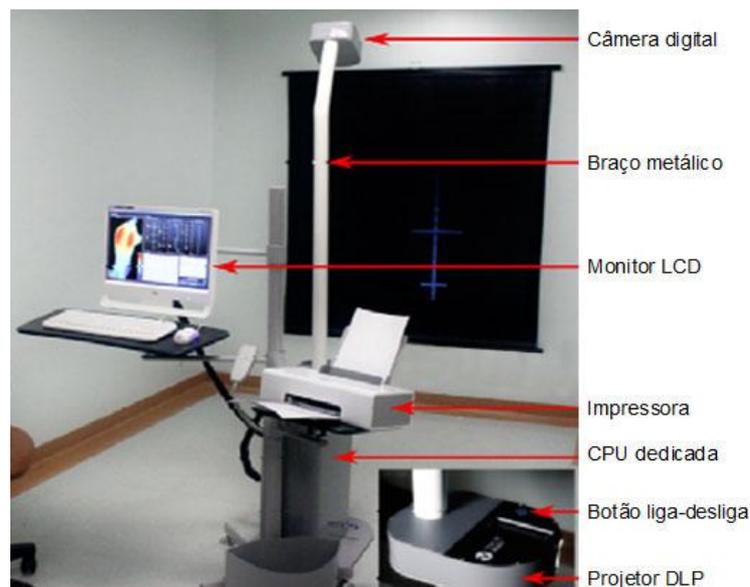


Figura 9. Apresentação física do sistema Vert 3D.

Fonte: Vert 3D: manual do usuário da Miotec Equipamentos Biomédicos – Miotec (2010).

Para obter as variáveis do sistema Vert 3D, existe todo um processo computacional envolvido. Esse processo de análise de um exame, descrito pelo fabricante do equipamento, consiste das seguintes etapas:

- 1. Captura da imagem com franjas:** uma imagem com franjas (luz estruturada) é projetada no dorso do paciente por meio do projetor, cuja posição é conhecida. As dimensões e posições das franjas na imagem também são conhecidas. A seguir, uma fotografia é capturada por uma câmera digital cuja posição relativa ao projetor também é conhecida;
- 2. Condicionamento da foto com franjas:** a imagem capturada passa por um processo semiautomático de binarização (conversão em preto e branco) e, em seguida, pela remoção de artefatos, como franjas que se tocam ou que estejam interrompidas;
- 3. Codificação da foto com franjas:** a imagem é analisada por um algoritmo de processamento de imagem que detecta a linha central de cada franja branca, gerando um arquivo com a posição sucessiva dos pixels de cada linha central;
- 4. Extração da nuvem de pontos tridimensional:** usando um processo de triangulação entre a posição da câmera, do projetor e dos pixels de cada franja, é gerada uma nuvem de pontos tridimensional (lista de coordenadas $[x, y, z]$);
- 5. Normalização da posição da malha:** a posição da malha precisa ser normalizada para que a projeção frontal não seja contaminada por uma eventual rotação do paciente em relação ao aparelho, o que poderia criar uma falsa impressão de desvio lateral. Essa normalização é feita a partir do cálculo da dupla-tangente para cada franja, calculando-se então a orientação média da superfície e rotacionando a nuvem de pontos de forma a neutralizar qualquer desvio global de posição;
- 6. Interpolação da nuvem de pontos com geração da malha retangular:** a nuvem de pontos é usada para criar um interpolador segundo o modelo RBF (radial basis function), com a função thin-plate suavizada. O modelo é usado então para gerar uma malha retangular com retículo de 5 mm, e os pontos são interpolados em cada nó dessa malha. Assim, cada coluna representa uma coordenada X, cada linha representa uma coordenada Y, e cada célula contém o valor da coordenada Z interpolada;

7. **Cálculo da curvatura da malha retangular:** calcula-se a curvatura média da superfície definida pela malha, por meio de uma função de curvatura discreta de malha retangular, usando o primeiro e o segundo gradientes em cada dimensão;
8. **Correlação cruzada bilateral da curvatura e obtenção de nuvem de pontos de simetria no plano frontal:** o mapa de curvatura é refletido e subdividido em regiões retangulares. Cada região é comparada com a região correspondente do lado oposto através da correlação cruzada bidimensional. O pico dessa correlação é considerado o ponto correspondente (de simetria), e o valor desse pico é considerado o coeficiente de simetria daquele ponto. A saída de cada par de pontos é a posição do ponto médio do segmento que une os dois pontos originais, e o valor dessa correlação. O conjunto desses pontos médios forma uma nuvem de pontos bidimensional ponderada, com tendência de acompanhar a “linha média” do dorso.
9. **Interpolação da nuvem de pontos de simetria para geração da linha de simetria tridimensional:** é produzida uma lista de níveis horizontais (coordenadas y) correspondentes a cada uma das vértebras entre S2 e C7, de acordo com uma tabela de alturas relativas normalizadas, e para cada nível horizontal são selecionados os pontos que se encontram próximos a esse nível, tanto acima quanto abaixo. É calculada a média ponderada desses pontos, obtendo-se as coordenadas X e Y , e então essas coordenadas são usadas como entrada no modelo RBF pra obter o valor interpolado de Z .
10. **Cálculo das variáveis do Vert 3D:** como resultado final, temos uma linha de simetria composta de um ponto tridimensional para cada nível vertebral, constituindo um modelo da linha de simetria do dorso. A partir dessa curva, podem ser extraídas a projeção sagital e a projeção frontal, e então podem ser calculadas as flechas, os ângulos de deformidade, a inclinações e as distâncias.

A Figura 10 ilustra o posicionamento no sistema cartesiano tridimensional do Vert 3D da imagem com franjas (10a), que é a primeira etapa para se chegar às variáveis do Vert 3D e o posicionamento do mapa de curvaturas com a linha de simetria (10b), que é a partir da onde são calculadas as variáveis do Vert 3D.

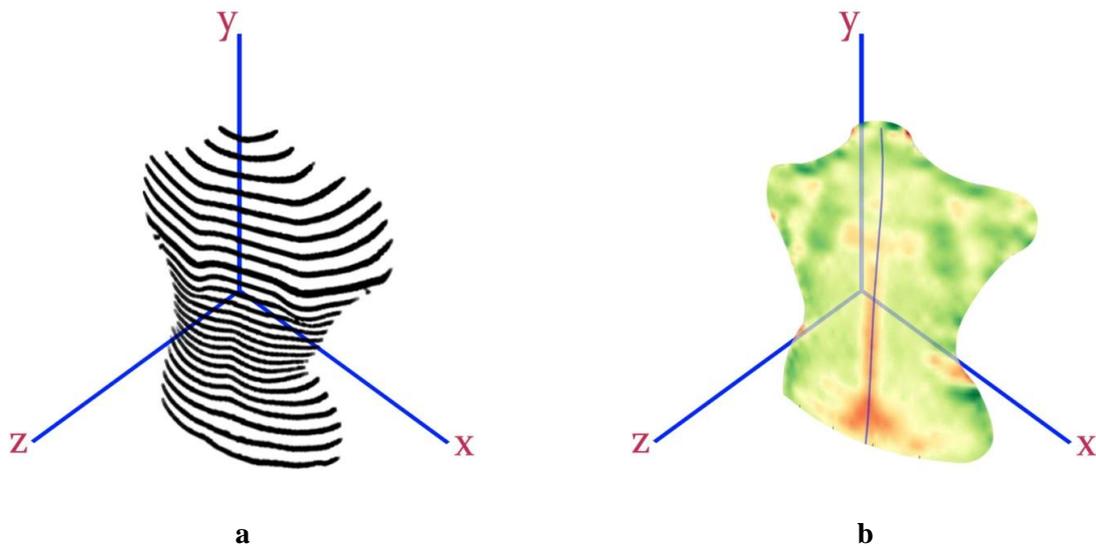


Figura 10. Ilustração da disposição do dorso no plano cartesiano tridimensional do Vert 3D. **a** imagem com franjas; **b** mapa de curvaturas com a linha de simetria.

A linha de simetria é uma sequência de pontos tridimensionais. As medições de ângulos tanto no plano sagital quanto no plano frontal seguem o mesmo princípio: trigonometria e geometria analítica. Primeiramente, o *software* efetua a projeção da linha de simetria em apenas um plano (sagital ou frontal), ou seja, considera somente duas coordenadas (x e y ou y e z) das três coordenadas (x, y e z) que compõe o sistema cartesiano tridimensional do Vert 3D.

A Figura 11 ilustra o posicionamento da linha de simetria em cada um dos planos (sagital ou frontal), ou seja, considerando somente duas das três coordenadas. Como pode ser observado na Figura 11, a linha de simetria, tanto no plano frontal quanto no plano sagital, é formada por duas curvas. Cada uma dessas curvas é formada por uma sequência de pontos. Além disso, o *software* estima a localização de cada nível vertebral. Os algoritmos do software do Vert 3D unem cada par de pontos consecutivos de cada curva e, a seguir, a partir de retas que une cada dois pontos, são medidos ângulos em relação às retas dx/dz e dy , conforme está ilustrado na Figura 11.

Em relação ao plano sagital, podem ser calculados ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose e de lordose) a partir da estimativa da localização de cada segmento vertebral. Por exemplo, entre T1 e T12 e entre L1 e L5. No caso do plano frontal, após a medição de ângulos em cada reta de dois pontos de cada curva, o *software* seleciona os dois maiores ângulos de cada curva: um no início e um no final da curva. A diferença entre esses dois maiores ângulos de cada curva é o resultado final, ou seja, os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à esquerda e à direita. Independente de a curva ser em S ou em C, o sistema Vert 3D sempre disponibiliza ângulos à esquerda e à direita para o plano frontal, sendo que nas curvas em C, um desses ângulos terá um valor bem próximo de zero.

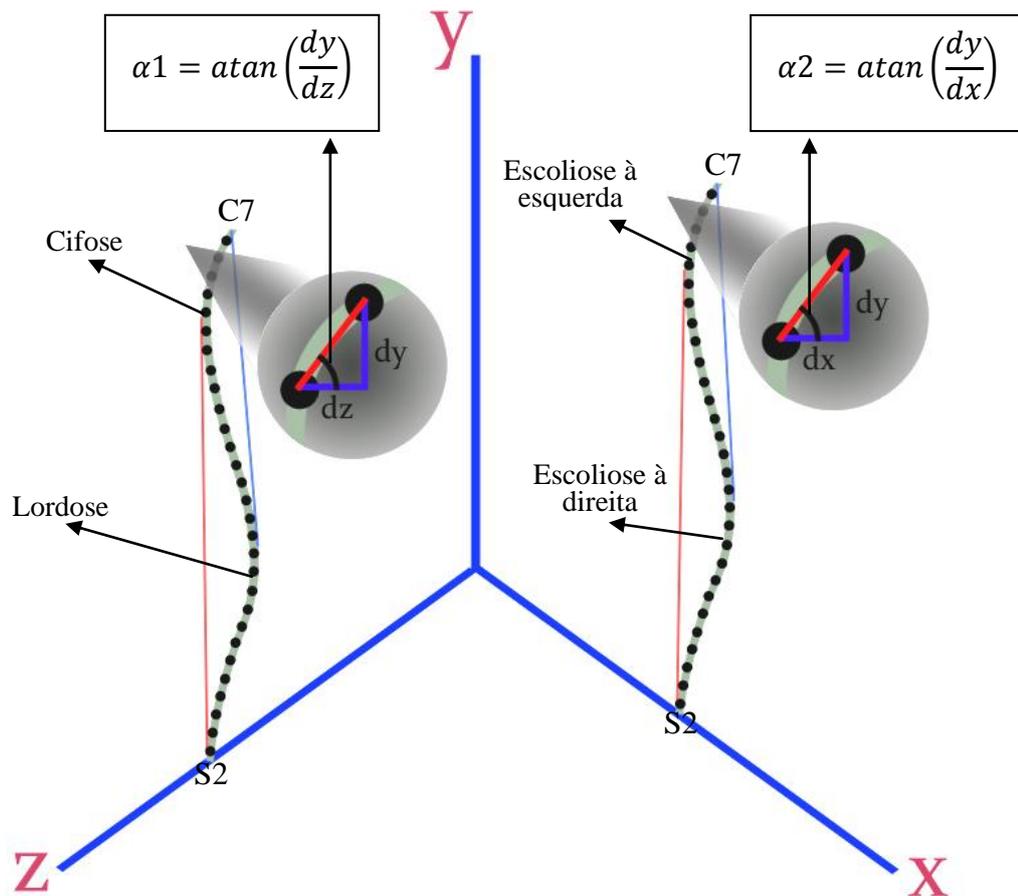


Figura 11. Cálculo dos ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose, lordose e escoliose).

De maneira similar aos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose), são obtidas as flechas de escoliose do Vert 3D. O exemplo da Figura 12 mostra a linha de simetria de um paciente no plano frontal. A Figura 12a mostra a linha de simetria sobre o mapa das curvaturas do paciente e a Figura 12b mostra somente a linha de simetria em um eixo de coordenadas bidimensional (x e y). A Figura 12b foi ampliada de modo que possa ser possível visualizar como são efetuados os cálculos das flechas de escoliose do Vert 3D, já que, no paciente do exemplo, a linha de simetria apresenta poucos desvios no plano frontal. Para efetuar o cálculo das flechas de escoliose do Vert 3D, primeiramente os pontos do início (C7) e do final da curvatura (S2) são unidos com os pontos de maior desvio lateral à direita e à esquerda, formando a corda direita (referente ao desvio lateral direito) e a corda esquerda (referente ao desvio lateral esquerdo). As maiores distâncias entre as cordas e os desvios são medidas em cm para a obtenção das flechas de escoliose do Vert 3D esquerda e direita.

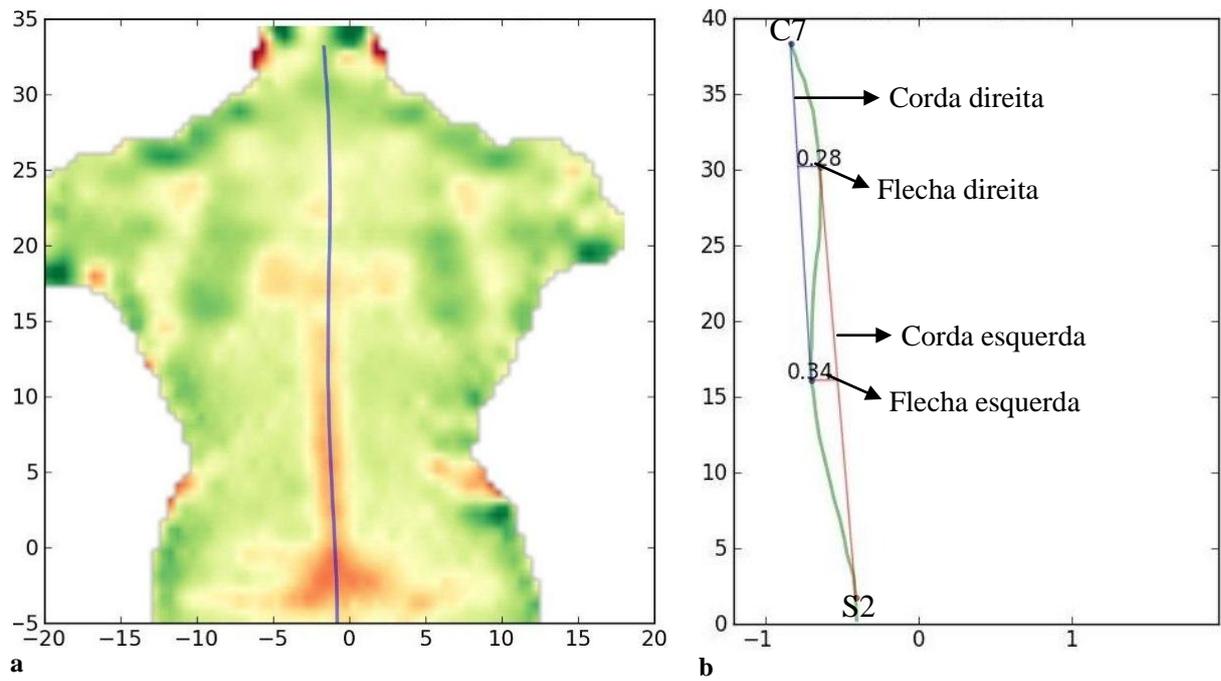


Figura 12. Cálculo das flechas de escoliose do Vert 3D.

3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

3.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

Este estudo caracteriza-se por ser quantitativo, do tipo correlacional e de corte transversal (GAYA, 2008).

3.2 ASPECTOS ÉTICOS

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, sob o número 19685 (ANEXO A). A sua elaboração se baseia nas diretrizes para pesquisas envolvendo seres humanos e atende as disposições da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, que incorpora quatro referenciais básicos da bioética: autonomia, não maleficência, beneficência e justiça, bem como visa assegurar os direitos e deveres da comunidade científica, dos participantes da pesquisa e do estado (BRASIL, 1996).

As informações e dados dos participantes desta pesquisa serão preservados e respeitados durante todo o processo do estudo, evitando constrangimentos ou prejuízos aos indivíduos da pesquisa, tornando anônimos os dados obtidos. Os resultados do estudo serão divulgados em congressos e revistas científicas tendo como garantia o sigilo de dados pessoais e confidenciais dos participantes. Antes de qualquer envolvimento com esta pesquisa, os responsáveis das crianças receberam esclarecimento referente aos procedimentos e objetivos desta pesquisa e aqueles que consentiram com a participação da criança no estudo, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), apresentado no apêndice A. Foi respeitada a recusa da criança ou do responsável em participar da pesquisa independente do motivo e esses tiveram a liberdade de retirar o consentimento em participar a qualquer momento e por qualquer motivo. Todos os participantes do estudo receberam um laudo referente às avaliações realizadas.

3.3 POPULAÇÃO E AMOSTRA

O tamanho da amostra populacional necessária para o presente estudo foi definido a partir da Equação 1 (SANTOS, 2007), de acordo com o erro tolerado de medida para a variável a ser estudada a partir de uma população conhecida.

$$n = \frac{N \cdot \sigma^2 \cdot (Z_{\alpha/2})^2}{(N-1) \cdot E^2 + \sigma^2 \cdot (Z_{\alpha/2})^2}$$

Equação 1

Na Equação 1, n é o tamanho da amostra, Z é o valor tabelado em relação ao nível de significância deste estudo (1,96 para $\alpha = 0,05$), N é o tamanho da população, σ é o desvio padrão da variável em questão obtido da literatura específica e E é o erro de medida tolerado (estimado em 5%) aplicado sobre a média da variável em questão obtida da literatura.

Os valores de média e desvio-padrão utilizados no cálculo foram obtidos de um estudo realizado em crianças que utilizou um sistema semelhante ao Vert 3D (THOMETZ *et al.*, 2000a) A partir da média do ângulo de lordose lombar (40°) e do desvio padrão ($8,78^\circ$), a amostra necessária é de 74 indivíduos. A partir da média do ângulo de cifose torácica ($41,5^\circ$) e do desvio padrão ($9,97^\circ$), a amostra necessária é de 89 indivíduos.

Foi utilizado o maior número de indivíduos ($n=89$) para o presente estudo. Foram inclusos no presente estudo indivíduos de 6 e 18 anos. Esta faixa etária foi escolhida, pois se sugere que o ponto de corte inicial ideal para estudos de desvios posturais é aos 6 anos (STIRLING, 1996), pois é o início de um período de aumentos lentos e estáveis na estatura e massa corporal (GALAHUE; OZMUN, 2005). Esse período finda por volta dos 10 anos, quando as crianças atingem a puberdade (GALAHUE; OZMUN, 2005). A progressão dos desvios posturais é maior na puberdade, devido ao estirão do crescimento (TAYLOR, 1983) e esse período dura aproximadamente quatro anos e meio (MALINA; BOUCHARD, 1991). Ou seja, por volta dos 15 anos ocorre o final desse período e o crescimento continua em ritmo bem mais lento, sendo que por volta dos 18 anos a maturidade é atingida (MALINA; BOUCHARD, 1991). Diante desses aspectos, a amostra total foi distribuída em três faixas etárias: 6 a 10 anos, 11 a 15 anos e 16 a 18 anos.

A distribuição da amostra ocorreu de acordo com percentuais populacional do Rio Grande do Sul para cada faixa etária (IBGE, 2007). Dentro da faixa etária dos 6 aos 18 anos, o IBGE apresenta a seguinte subdivisão: 36,9% para 6 a 10 anos, 39,4% para 11 a 15 anos e 23,7% para 16 a 18 anos. Assim, a amostra desse estudo foi constituída por 32 indivíduos de 6 a 10 anos, 34 indivíduos de 11 a 15 anos e 23 indivíduos de 16 a 18 anos.

3.4 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO E EXCLUSÃO

Os critérios de inclusão desse estudo consistiram em: possuir idade entre 6 e 18 anos, serem eutróficas, ou seja, com IMC (índice de massa corporal) normal, de acordo com a sua faixa etária (COLE *et al.*, 2008), ter requisição médica para o exame radiológico panorâmico de coluna vertebral. Foram excluídos indivíduos que não comparecerem em alguma das etapas da coleta, possuíam qualquer intervenção cirúrgica prévia na coluna vertebral e indivíduos que optaram por desistir de participar do estudo.

3.5 INSTRUMENTAÇÃO

- Balança com resolução de 0,1 kg;
- Estadiômetro com resolução de 1 mm;
- Aparelho de raios X modelo İconos R100 da marca Siemens;
- Protetores radiológicos;
- Mídias digitais;
- Sistema Vert 3D;
- Posicionador de pés;
- Marcadores cutâneos adesivos de 1,5 cm de diâmetro;
- *Software* SPSS 17.0;
- *Software* Matlab 7.5.

3.6 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS

- **Ângulo de deformidade do Vert 3D (cifose e lordose):** medida calculada por meio de sentenças matemáticas, a partir da projeção sagital da linha de simetria, obtida a partir das alterações na superfície das costas, causadas por atitude cifótica e lordótica do indivíduo. No presente estudo, a cifose foi calculada entre T1 e T12 e a lordose entre L1 e L5, seguindo os mesmos preceitos do método radiológico;
- **Ângulo de deformidade do Vert 3D (escoliose):** medida calculada por meio de sentenças matemáticas, a partir da projeção frontal da linha de simetria, obtida a partir das alterações na superfície das costas, causadas por atitude escoliótica do indivíduo. O ângulo de deformidade do Vert 3D pode ser esquerdo ou direito e é definido a partir dos maiores ângulos de cada curva frontal (esquerda e direita);
- **Flecha de escoliose do Vert 3D:** medida calculada em centímetros, por meio de sentenças matemáticas, a partir da projeção frontal da linha de simetria, obtida a partir das alterações na superfície das costas, causadas por atitude escoliótica do indivíduo. A flecha do Vert 3D pode ser esquerda ou direita.

- **Ângulo de Cobb (cifose e lordose):** medida das curvaturas da coluna vertebral no plano sagital, realizada a partir do exame radiológico, por meio do método de Cobb modificado. Para sua medição, traçam-se duas linhas paralelas às placas terminais dos corpos vertebrais de T1 e T12 e de L1 e L5 e mede-se o ângulo formado pela intersecção dessas duas linhas;
- **Ângulo de Cobb (escoliose):** medida das curvaturas da coluna vertebral no plano frontal, realizada a partir do exame radiológico, por meio do método de Cobb. Para sua medição, traçam-se duas linhas paralelas às placas terminais dos corpos do início e do fim da curvatura e mede-se o ângulo formado pela intersecção dessas duas linhas.

3.7 COLETA DE DADOS

3.7.1 Contato inicial

Os indivíduos foram inicialmente convidados para essa pesquisa. Após, foram esclarecidos sobre os objetivos e procedimentos da pesquisa. Após a leitura e assinatura do TCLE, foram encaminhados para a realização dos procedimentos de aquisição de dados.

3.7.2 Avaliação antropométrica

Para verificar o IMC de cada indivíduo, foram avaliadas a massa e a estatura dos indivíduos, a partir da balança e do estadiômetro. A seguir, foi efetuado o cálculo do IMC conforme a equação 2.

$$IMC = \frac{Massa (kg)}{Estatura^2 (m)} \quad \text{Equação 2}$$

A partir do IMC calculado, as crianças e os adolescentes foram qualificados. Foram inclusos apenas aqueles que eram eutróficos, ou seja, com IMC normal, de acordo com a classificação de IMC por idade, demonstrada no Quadro 1 (COLE *et al.*, 2008).

Quadro 1. Medidas internacionais de índice de massa corporal para crianças de 6 a 18 anos, obtidas por médias de dados do Brasil, Grã-Bretanha, Hong Kong, Holanda, Singapura e Estados Unidos.

Fonte: Establishing a standard definition for child overweight and obesity worldwide: international survey – Cole *et al.* (2008).

| Idade | IMC 25 kg/m ² | |
|-------|--------------------------|---------------|
| | Sexo masculino | Sexo feminino |
| 6 | 17.55 | 17.34 |
| 6,5 | 17.71 | 17.53 |
| 7 | 17.92 | 17.75 |
| 7,5 | 18.16 | 18.03 |
| 8 | 18.44 | 18.35 |
| 8,5 | 18.76 | 18.69 |
| 9 | 19.10 | 19.07 |
| 9,5 | 19.46 | 19.45 |
| 10 | 19.84 | 19.86 |
| 10,5 | 20.20 | 20.29 |
| 11 | 20.55 | 20.74 |
| 11,5 | 20.89 | 21.20 |
| 12 | 21.22 | 21.68 |
| 12,5 | 21.56 | 22.14 |
| 13 | 21.91 | 22.58 |
| 13,5 | 22.27 | 22.98 |
| 14 | 22.62 | 23.34 |
| 14,5 | 22.96 | 23.66 |
| 15 | 23.29 | 23.94 |
| 15,5 | 23.60 | 24.17 |
| 16 | 23.90 | 24.37 |
| 16,5 | 24.19 | 24.54 |
| 17 | 24.46 | 24.70 |
| 17,5 | 24.73 | 24.85 |
| 18 | 25 | 25 |

3.7.4 Protocolo de avaliação postural

O protocolo de avaliação postural consistiu em duas etapas: (1) exame radiológico; (2) avaliação postural do sistema Vert 3D.

3.7.4.1 Exame radiológico

O exame radiológico foi realizado no Hospital Mãe de Deus, na cidade de Porto Alegre – RS, por um operador experiente. O operador realizou radiografias panorâmicas anteroposterior e perfil direito dos indivíduos em posição ortostática, por meio do aparelho de raios X modelo Íconos R100 da marca Siemens. De posse dos arquivos digitais dessas radiografias, dois avaliadores (A e B), treinados no método de Cobb, avaliaram de maneira independente os dados, efetuando os cálculos dos ângulos de Cobb (cifose, lordose e escoliose), com base na metodologia de Cobb, descrita por descrito por Vrtovec, Pernus e Likar (2009). Cada um desses dois avaliadores efetuou duas vezes os cálculos de Cobb (A1, A2, B1 e B2) e foi utilizada a média das quatro avaliações. No entanto, nos casos em que as medidas dos dois avaliadores diferiram em mais de 5°, um terceiro avaliador treinado no

método de Cobb (C) foi convidado e realizou uma nova avaliação e foi utilizada a média das 5 avaliações (A1, A2, B1, B2 e C) dos 3 avaliadores (A, B e C).

Tendo em vista que, no plano frontal, o sistema Vert 3D apresenta as variáveis flecha de escoliose do Vert 3D e ângulo de deformidade do Vert 3D (escoliose) à esquerda e à direita, ao invés de identificar as curvaturas frontais no exame radiológico como primárias e secundárias, conforme usualmente se faz, as curvaturas foram identificadas como esquerda e direita para poder efetuar as devidas comparações e correlações entre os dois sistemas. Todos os cálculos foram realizados no computador, a partir de um algoritmo para cálculo de ângulo de Cobb desenvolvido no *software* Matlab 7.5, com base no método descrito por Vrtovec, Pernus e Likar (2009).

3.7.4.2 Sistema Vert 3D

A avaliação postural do sistema Vert 3D foi realizada no Laboratório de Pesquisa do Exercício (ESEF/UFRGS), localizado na cidade de Porto Alegre – RS. Foram efetuadas 5 avaliações em instantes sucessivos por 3 avaliadores distintos (Avaliador A, B e C). O avaliador A efetuou a primeira (A1) e a segunda (A2) análises, o avaliador B efetuou a terceira (B1) e a quarta (B2) análises e o avaliador C efetuou a quinta análise. A partir da comparação entre os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose, cifose e lordose) sucessivos de um mesmo avaliador (A1 e A2, B1 e B2), foi verificada a repetibilidade das medições (ABNT, 1988). A partir da correlação dos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose, cifose e lordose) de dois avaliadores distintos (A1, B1 e C) foi verificada a reprodutibilidade interavaliador das medições (THOMAS; NELSON, 2002). E a partir de comparação e correlação dos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose, cifose e lordose) (A1, A2, B1, B2, C e média de A1, A2, B1 e B2) com os ângulos de Cobb (escoliose, cifose e lordose), foi verificada a validade do sistema Vert 3D. Foi utilizada a média das 4 primeiras avaliações com o Vert 3D, pois 4 escaneamentos topográficos reduzem a variabilidade e o acréscimo de mais escaneamentos não aumenta a precisão das medidas (Goldberg *et al.*, 2001).

O protocolo da avaliação postural do sistema Vert 3D consistiu em obter informações visuais do dorso do indivíduo, estando esse descalço, com o dorso despido, expondo completamente o tronco, desde a nuca até a parte superior do sulco interglúteo. Utilizando o método palpatório, cada avaliador identificou e demarcou com marcadores cutâneos adesivos os seguintes pontos: processos espinhosos da sétima vértebra cervical (C7) e da segunda vértebra sacral (S2) e espinhas ilíacas posterossuperiores (EIPSS) direita e esquerda. A seguir, foi solicitado ao paciente que apoiasse seus pés sobre a base de posicionamento do Sistema

Vert 3D, ficasse em postura ortostática, de frente para o fundo de projeção, a menos de 10 cm de distância, olhando diretamente para frente, com os braços pendendo naturalmente ao lado do corpo, de forma relaxada e sem tentar manter nenhuma postura correta (figura 13).



Figura 13. Criança posicionada para o exame no Vert 3D, antes do escurecimento da sala.

A sala de exame foi escurecida e o avaliador utilizou o sistema para projetar na região dorsal do indivíduo um padrão de luz estruturada (franjas brancas). Como o objetivo dessa etapa é obter um padrão de franjas brancas e pretas contínuas e bem definidas, sem que franjas da mesma cor se toquem ao longo de cada nível horizontal (figura 14), o avaliador necessitou controlar o brilho e o ganho da imagem. Após os ajustes, deu-se início ao escaneamento para que o *software* realizasse o processamento dos dados, para a obtenção das variáveis.

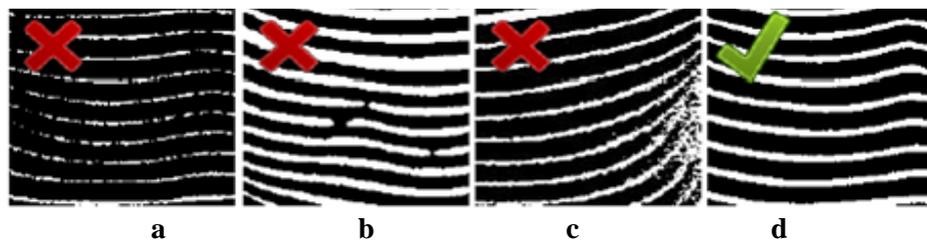


Figura 14. Fontes de erro e resultados satisfatórios no sistema Vert 3D. **a** franjas brancas muito finas e interrompidas; **b** franjas brancas com interrupções grandes em alguns pontos; **c** franjas brancas que tocam uma na outra; **d** resultado satisfatório. Fonte: Vert 3D: manual do usuário da Miotec Equipamentos Biomédicos – Miotec (2010).

4 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS

Os dados obtidos de ambos os procedimentos de avaliação foram submetidos ao tratamento estatístico, por meio do *software* SPSS 17.0. Inicialmente foi realizado o teste de Kolmogorov-Smirnov para verificar a normalidade dos dados e selecionar os testes estatísticos adequados. Os dados do plano sagital foram paramétricos e os dados do plano frontal foram não paramétricos, por isso, foram utilizados, respectivamente, testes paramétricos e não paramétricos.

Foi verificada a repetibilidade do sistema Vert 3D, a partir de comparações e correlações entre as medições sucessivas do avaliador A e entre as medições sucessivas do avaliador B. No plano sagital, foi utilizado o teste t pareado para conferir se haviam diferenças e o coeficiente de correlação intraclasse (ICC) para conferir se os dados correlacionavam. E no plano frontal, foi utilizado o teste de Wilcoxon para conferir se haviam diferenças e o coeficiente de correlação intraclasse .

Foi verificada a reprodutibilidade interavaliador do sistema Vert 3D, a partir de comparações e correlações entre medições dos três avaliadores (A1, B1 e C). No plano sagital, foi utilizada a ANOVA de um fator para conferir se havia diferenças e o coeficiente de correlação intraclasse para conferir se os dados correlacionavam. No plano frontal, foi utilizado o teste de Friedman para conferir se havia diferenças e o coeficiente de correlação intraclasse .

Para verificar a validade das medidas do sistema Vert 3D, no plano sagital, as variáveis ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose e lordose) de cada um dos três avaliadores (A1, A2, B1, B2, C e média de A1, A2, B1 e B2) foram comparadas e correlacionadas com os ângulos de Cobb (cifose e lordose). No plano frontal, as variáveis ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) de cada um dos três avaliadores (A1, A2, B1, B2, C e média de A1, A2, B1 e B2) foram comparadas com os ângulos de Cobb (escoliose). Além disso, as variáveis ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) e flechas de escoliose do Vert 3D de cada um dos três avaliadores (A1, A2, B1, B2, C e média de A1, A2, B1 e B2) foram correlacionadas com os ângulos de Cobb (escoliose). No plano sagital, foi utilizado o teste t pareado para conferir se havia diferenças e o Coeficiente de Correlação Produto Momento de Pearson (r) . No plano frontal, foi utilizado o teste de Wilcoxon para conferir se haviam diferenças e o coeficiente de correlação de postos de Spearman (ρ) para conferir se os dados correlacionavam.

Adicionalmente, foi analisado o grau de concordância entre os dados oriundos do Vert 3D e aqueles calculados pelo método de Cobb, tanto para o plano sagital quanto para o plano frontal, a partir do método gráfico de Bland-Altman (BLAND; ALTMAN, 1986). Além disso,

foram avaliadas a sensibilidade e a especificidade do sistema Vert 3D no plano sagital e no plano frontal em relação ao exame radiológico, a partir de curvas de características de operação do receptor (ROC) e foram apresentadas as coordenadas de cada curva ROC, para que fossem determinados os pontos de corte ideais para a identificação da presença de escoliose (COBB > 10°) (VAN GOETHEM *et al.*, 2007), hipercifose (COBB > 50°) (BOSEKER *et al.*, 2000), hiperlordose (COBB > 49,5°) e hipolordose (COBB < 31°) (PROPST-PROCTOR; BLECK, 1983). Não foram avaliadas a sensibilidade e a especificidade do sistema Vert 3D para identificar indivíduos com hipocifose (COBB < 20°) (BOSEKER *et al.*, 2000), uma vez que não haviam indivíduos nessa condição na amostra do estudo.

Quando houve correlações com diferentes qualificações dentro de uma mesma categoria, para qualificar a repetibilidade e a reprodutibilidade interavaliador do sistema Vert 3D, foi considerada a qualificação de menor resultado estatístico. E para qualificar a validade do sistema Vert 3D, foi considerada a qualificação de menor resultado estatístico ou o resultado da média de quatro avaliações quando este apresentava melhores resultados que as demais correlações. O nível de significância adotado em todos os testes foi de 0,05. Os valores de ICC foram qualificados de acordo com Fleiss (1986) e os valores de r e rho foram qualificados de acordo com Gaya (2008).

5 RESULTADOS

5.1 PLANO SAGITAL

A Tabela 1 demonstra as médias e desvios padrão dos ângulos de Cobb (cifose), ângulos de Cobb (lordose), ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose) e ângulos de deformidade do Vert 3D (lordose) da amostra do estudo, por idade e por faixa etária. Pode-se observar que, em cada idade ou faixa etária, as médias dos ângulos de Cobb (cifose) e ângulos de Cobb (lordose) são maiores do que as médias dos ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose) e ângulos de deformidade do Vert 3D (lordose).

Em relação à amostra do estudo, o menor valor de ângulo de Cobb (cifose) foi encontrado em uma criança de 8 anos ($27,7^\circ$) e o maior valor foi encontrado em um adolescente de 13 anos ($74,7^\circ$). Quanto ao ângulo de Cobb (lordose), o menor valor também foi encontrado em uma criança de 8 anos ($18,8^\circ$) e o maior valor foi encontrado em um adolescente de 16 anos ($62,7^\circ$).

Tabela 1. Médias e desvios padrão das medidas do exame radiológico e do sistema Vert 3D no plano sagital, por idade e por faixa etária.

| Idades | Média dos ângulos de Cobb (cifose) | Média dos ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose) | Média dos ângulos de Cobb (lordose) | Média dos ângulos de deformidade do Vert 3D (lordose) |
|----------------|------------------------------------|--|-------------------------------------|---|
| 6 | $55^\circ \pm 18^\circ$ | $38^\circ \pm 2^\circ$ | $38^\circ \pm 3^\circ$ | $23^\circ \pm 15^\circ$ |
| 7 | $43^\circ \pm 13^\circ$ | $30^\circ \pm 2^\circ$ | $40^\circ \pm 13^\circ$ | $19^\circ \pm 10^\circ$ |
| 8 | $45^\circ \pm 8^\circ$ | $39^\circ \pm 6^\circ$ | $35^\circ \pm 10^\circ$ | $20^\circ \pm 6^\circ$ |
| 9 | $54^\circ \pm 1^\circ$ | $41^\circ \pm 5^\circ$ | $47^\circ \pm 7^\circ$ | $23^\circ \pm 8^\circ$ |
| 10 | $51^\circ \pm 6^\circ$ | $38^\circ \pm 5^\circ$ | $41^\circ \pm 8^\circ$ | $19^\circ \pm 14^\circ$ |
| 11 | $46^\circ \pm 13^\circ$ | $38^\circ \pm 11^\circ$ | $49^\circ \pm 8^\circ$ | $28^\circ \pm 9^\circ$ |
| 12 | $51^\circ \pm 14^\circ$ | $37^\circ \pm 5^\circ$ | $41^\circ \pm 8^\circ$ | $19^\circ \pm 5^\circ$ |
| 13 | $51^\circ \pm 11^\circ$ | $40^\circ \pm 9^\circ$ | $48^\circ \pm 10^\circ$ | $29^\circ \pm 10^\circ$ |
| 14 | $53^\circ \pm 10,45^\circ$ | $41^\circ \pm 8^\circ$ | $50^\circ \pm 9^\circ$ | $29^\circ \pm 11^\circ$ |
| 15 | $51^\circ \pm 11^\circ$ | $31^\circ \pm 6^\circ$ | $41^\circ \pm 13^\circ$ | $17^\circ \pm 11^\circ$ |
| 16 | $47^\circ \pm 13^\circ$ | $36^\circ \pm 9^\circ$ | $44^\circ \pm 14^\circ$ | $28^\circ \pm 10^\circ$ |
| 17 | $53^\circ \pm 3^\circ$ | $49^\circ \pm 10^\circ$ | $44^\circ \pm 4^\circ$ | $29^\circ \pm 6^\circ$ |
| 18 | $56^\circ \pm 5^\circ$ | $33^\circ \pm 6^\circ$ | $46^\circ \pm 10^\circ$ | $26^\circ \pm 15^\circ$ |
| Faixas Etárias | Média dos ângulos de Cobb (cifose) | Média dos ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose) | Média dos ângulos de Cobb (lordose) | Média dos ângulos de deformidade do Vert 3D (lordose) |
| 6 a 10 (n=32) | $49^\circ \pm 11^\circ$ | $37^\circ \pm 6^\circ$ | $40^\circ \pm 9^\circ$ | $21^\circ \pm 10^\circ$ |
| 11 a 15 (n=34) | $51^\circ \pm 11^\circ$ | $39^\circ \pm 8^\circ$ | $47^\circ \pm 9^\circ$ | $25^\circ \pm 10^\circ$ |
| 16 a 18 (n=23) | $51^\circ \pm 11^\circ$ | $37^\circ \pm 9^\circ$ | $45^\circ \pm 12^\circ$ | $27^\circ \pm 11^\circ$ |

Nas Tabelas 2 e 3 encontram-se os resultados dos testes estatísticos realizados para verificar a repetibilidade dos ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose e lordose). A Tabela 2 mostra os resultados sem considerar as faixas etárias, enquanto que a Tabela 3 demonstra os resultados por faixa etária. Em ambas as tabelas se observa que, tanto para a cifose quanto para a lordose, não houve diferença ($p > 0,05$) e as correlações foram significativas ($p < 0,05$) e excelentes ($ICC \geq 0,750$) entre as medições sucessivas de um mesmo avaliador.

Tabela 2. Resultados do teste t pareado e do coeficiente de correlação intraclassa para a repetibilidade das medidas do sistema Vert 3D no plano sagital para todos os indivíduos (n=89).

| REPETIBILIDADE | | | |
|-----------------------|----------------|------------|------------|
| | Teste t | | ICC |
| | p | ICC | p |
| CIFOSE | | | |
| Avaliador A (1 e 2) | 0,060 | 0,871* | 0,001 |
| Avaliador B (1 e 2) | 0,383 | 0,877* | 0,001 |
| LORDOSE | | | |
| Avaliador A (1 e 2) | 0,131 | 0,911* | 0,001 |
| Avaliador B (1 e 2) | 0,053 | 0,870* | 0,001 |

* Resultados com significância estatística.

Tabela 3. Resultados do teste t pareado e do coeficiente de correlação intraclassa para a repetibilidade das medidas do sistema Vert 3D no plano sagital para as diferentes faixas etárias.

| | REPETIBILIDADE | | | | | | | | |
|---------------------|---------------------------|------------|----------------------------|------------|----------------------------|------------|----------|--------|-------|
| | 6 a 10 anos (n=32) | | 11 a 15 anos (n=34) | | 16 a 18 anos (n=23) | | | | |
| | Teste t | ICC | Teste t | ICC | Teste t | ICC | | | |
| | p | ICC | p | ICC | p | ICC | p | | |
| CIFOSE | | | | | | | | | |
| Avaliador A (1 e 2) | 0,932 | 0,758* | 0,001 | 0,205 | 0,954* | 0,001 | 0,056 | 0,862* | 0,001 |
| Avaliador B (1 e 2) | 0,324 | 0,874* | 0,001 | 0,522 | 0,891* | 0,001 | 0,148 | 0,870* | 0,001 |
| LORDOSE | | | | | | | | | |
| Avaliador A (1 e 2) | 0,095 | 0,878* | 0,001 | 0,546 | 0,889* | 0,001 | 0,817 | 0,985* | 0,001 |
| Avaliador B (1 e 2) | 0,308 | 0,836* | 0,001 | 0,494 | 0,835* | 0,001 | 0,057 | 0,921* | 0,001 |

* Resultados com significância estatística.

As Tabelas 4 e 5 mostram os resultados para a reprodutibilidade interavaliador dos ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose e lordose). A Tabela 4 apresenta os resultados sem considerar as faixas etárias e a Tabela 5 aponta os resultados para cada uma das diferentes faixas etárias. Independente da faixa etária e de considerar ou não o efeito destas, não houve diferença entre as medições dos diferentes avaliadores ($p > 0,05$) para ambas as regiões da coluna e todas as correlações foram significativas ($p < 0,05$) (tabelas 4 e 5). Sem considerar o efeito das faixas etárias, as correlações foram satisfatórias ($0,400 \leq \text{ICC} < 0,750$) para a cifose e excelentes ($\text{ICC} \geq 0,750$) para a lordose (tabela 4). Ao considerar o efeito das diferentes faixas etárias, para a cifose as correlações foram satisfatórias ($0,400 \leq \text{ICC} < 0,750$) para os indivíduos de 6 a 10 anos e de 16 a 18 anos e excelentes ($\text{ICC} \geq 0,750$) nos indivíduos de 11 a 15 anos (tabela 4). E para a lordose foram excelentes ($\text{ICC} \geq 0,750$) nos indivíduos de 6 a 10 anos e de 16 a 18 anos e satisfatórias ($0,400 \leq \text{ICC} < 0,750$) nos indivíduos de 11 a 15 anos (tabela 5).

Tabela 4. Resultados da ANOVA de um fator e do coeficiente de correlação intraclassa para a reprodutibilidade interavaliador das medidas do sistema Vert 3D no plano sagital para todos os indivíduos (n=89).

| REPRODUTIBILIDADE INTERAVALIADOR | | | |
|---|--------------|------------|------------|
| | ANOVA | | ICC |
| | p | ICC | P |
| CIFOSE | | | |
| Vert Avaliadores A, B e C | 0,889 | 0,717* | 0,001 |
| LORDOSE | | | |
| Vert Avaliadores A, B e C | 0,974 | 0,793* | 0,001 |

* Resultados com significância estatística.

Tabela 5. Resultados da ANOVA de um fator e do coeficiente de correlação intraclassa para a reprodutibilidade interavaliador das medidas do sistema Vert 3D no plano sagital para as diferentes faixas etárias.

| REPRODUTIBILIDADE INTERAVALIADOR | | | | | | | | | |
|---|---------------------------|------------|------------|----------------------------|------------|------------|----------------------------|------------|------------|
| | 6 a 10 anos (n=32) | | | 11 a 15 anos (n=34) | | | 16 a 18 anos (n=23) | | |
| | ANOVA | | ICC | ANOVA | | ICC | ANOVA | | ICC |
| | p | ICC | p | p | ICC | p | p | ICC | p |
| CIFOSE | | | | | | | | | |
| Vert Avaliadores A, B e C | 0,767 | 0,580* | 0,001 | 0,885 | 0,800* | 0,001 | 0,658 | 0,723* | 0,001 |
| LORDOSE | | | | | | | | | |
| Vert Avaliadores A, B e C | 0,944 | 0,792* | 0,001 | 0,856 | 0,650* | 0,001 | 0,971 | 0,940* | 0,001 |

* Resultados com significância estatística.

As Tabelas 6 e 7 apresentam os resultados para a validade dos ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose e lordose). Na Tabela 6 o efeito das faixas etárias não foi considerado e na Tabela 7 podem ser verificados os resultados para as diferentes faixas etárias. Independente de considerar ou não o efeito das faixas etárias, houve diferença ($p < 0,05$) entre as medições dos dois instrumentos para ambas as regiões da coluna (tabelas 6 e 7). Sem considerar as faixas etárias, todas as correlações foram significativas ($p < 0,05$) e moderadas ($0,400 < r < 0,699$) (tabela 6). Considerando as faixas etárias, para a cifose as correlações foram significativas ($p < 0,05$) e moderadas ($0,400 < r < 0,699$) para os indivíduos de 11 a 15 anos e de 16 a 18 anos. Apenas uma correlação foi significativa ($p < 0,05$), porém pobre ($r = 0,210$) para a cifose dos indivíduos de 6 a 10 anos. Em relação à lordose, todas as correlações foram significativas ($p < 0,05$) e moderadas ($0,400 < r < 0,699$) para todas as faixas etárias (tabela 7).

Tabela 6. Resultados do teste t pareado e do coeficiente de correlação produto momento de Pearson para a validade das medições do sistema Vert 3D no plano sagital para todos os indivíduos.

| VALIDADE | 6 a 10 anos (n=32) | | 11 a 15 anos (n=34) | | 16 a 18 anos (n=23) | | | | |
|---------------------------|--------------------|--------|---------------------|-------|---------------------|-------|---------|--------|-------|
| | Teste t | | Teste t | | Teste t | | Pearson | | |
| | p | r | p | r | p | p | | | |
| CIFOSE | | | | | | | | | |
| Cobb e Vert Avaliador A1 | 0,001 | 0,191 | 0,295 | 0,001 | 0,502* | 0,002 | 0,001 | 0,350* | 0,101 |
| Cobb e Vert Avaliador A2 | 0,001 | 0,142 | 0,439 | 0,001 | 0,491* | 0,003 | 0,001 | 0,527* | 0,010 |
| Cobb e Vert Avaliador B1 | 0,001 | 0,252 | 0,165 | 0,001 | 0,568* | 0,001 | 0,001 | 0,575* | 0,004 |
| Cobb e Vert Avaliador B2 | 0,001 | 0,227 | 0,211 | 0,001 | 0,521* | 0,002 | 0,001 | 0,560* | 0,005 |
| Cobb e Vert Avaliador C | 0,001 | 0,210* | 0,020 | 0,001 | 0,553* | 0,001 | 0,001 | 0,534* | 0,009 |
| Cobb e Média Vert | 0,001 | 0,225 | 0,215 | 0,001 | 0,546* | 0,001 | 0,001 | 0,538* | 0,008 |
| LORDOSE | | | | | | | | | |
| Cobb e Vert Avaliador A1 | 0,001 | 0,561* | 0,001 | 0,001 | 0,657* | 0,001 | 0,001 | 0,482* | 0,020 |
| Cobb e Vert Avaliador A2 | 0,001 | 0,508* | 0,003 | 0,001 | 0,574* | 0,001 | 0,001 | 0,482* | 0,020 |
| Cobb e Vert Avaliador B1 | 0,001 | 0,513* | 0,003 | 0,001 | 0,524* | 0,001 | 0,001 | 0,540* | 0,008 |
| Cobb e Vert Avaliador B2 | 0,001 | 0,563* | 0,001 | 0,001 | 0,586* | 0,001 | 0,001 | 0,456* | 0,029 |
| Cobb e Vert Avaliador C | 0,001 | 0,547* | 0,001 | 0,001 | 0,428* | 0,012 | 0,001 | 0,579* | 0,004 |
| Cobb e Média Lordose Vert | 0,001 | 0,573* | 0,001 | 0,001 | 0,535* | 0,001 | 0,001 | 0,501* | 0,015 |

* Resultados com significância estatística.

Tabela 7. Resultados do teste t pareado e do coeficiente de correlação produto momento de Pearson para a validade das medições do sistema Vert 3D no plano sagital para todos os indivíduos (n=89).

| VALIDADE | Teste t | | Pearson | |
|---------------------------|---------|--------|---------|--------|
| | p | r | p | r |
| CIFOSE | | | | |
| Cobb e Vert Avaliador A1 | 0,001 | 0,403* | 0,001 | 0,403* |
| Cobb e Vert Avaliador A2 | 0,001 | 0,409* | 0,001 | 0,409* |
| Cobb e Vert Avaliador B1 | 0,001 | 0,470* | 0,001 | 0,470* |
| Cobb e Vert Avaliador B2 | 0,001 | 0,442* | 0,001 | 0,442* |
| Cobb e Vert Avaliador C | 0,001 | 0,502* | 0,001 | 0,502* |
| Cobb e Média Cifose Vert | 0,001 | 0,451* | 0,001 | 0,451* |
| LORDOSE | | | | |
| Cobb e Vert Avaliador A1 | 0,001 | 0,584* | 0,001 | 0,584* |
| Cobb e Vert Avaliador A2 | 0,001 | 0,549* | 0,001 | 0,549* |
| Cobb e Vert Avaliador B1 | 0,001 | 0,554* | 0,001 | 0,554* |
| Cobb e Vert Avaliador B2 | 0,001 | 0,553* | 0,001 | 0,553* |
| Cobb e Vert Avaliador C | 0,001 | 0,557* | 0,001 | 0,557* |
| Cobb e Média Lordose Vert | 0,001 | 0,592* | 0,001 | 0,592* |

* Resultados com significância estatística.

As Figuras 15 e 16 expressam as dispersões entre as medidas do exame radiológico e do sistema Vert 3D no plano sagital. O padrão de dispersão dos pontos corrobora com os resultados estatísticos para validade apresentados na Tabela 4. Ou seja, houve diferença entre os ângulos de Cobb (cifose e lordose) e ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose e lordose).

Na Figura 15, observa-se a partir dos coeficientes de correlação (R^2) que, de 6 a 10 anos, 6,33% dos ângulos de Cobb (cifose) conseguem ser explicados pelos ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose), de 11 a 15 anos, 32,30% dos ângulos de Cobb (cifose) conseguem ser explicados pelos ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose) e de 16 a 18 anos, 33,07% dos ângulos de Cobb (cifose) conseguem ser explicados pelos ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose).

Na Figura 16, observa-se a partir dos coeficientes de correlação (R^2) que, de 6 a 10 anos, 26,35% dos ângulos de Cobb (lordose) conseguem ser explicados pelos ângulos de deformidade do Vert 3D (lordose), de 11 a 15 anos, 27,51% dos ângulos de Cobb (lordose) conseguem ser explicados pelos ângulos de deformidade do Vert 3D (lordose) e de 16 a 18 anos, 29,18% dos ângulos de Cobb (lordose) conseguem ser explicados pelos ângulos de deformidade do Vert 3D (lordose).

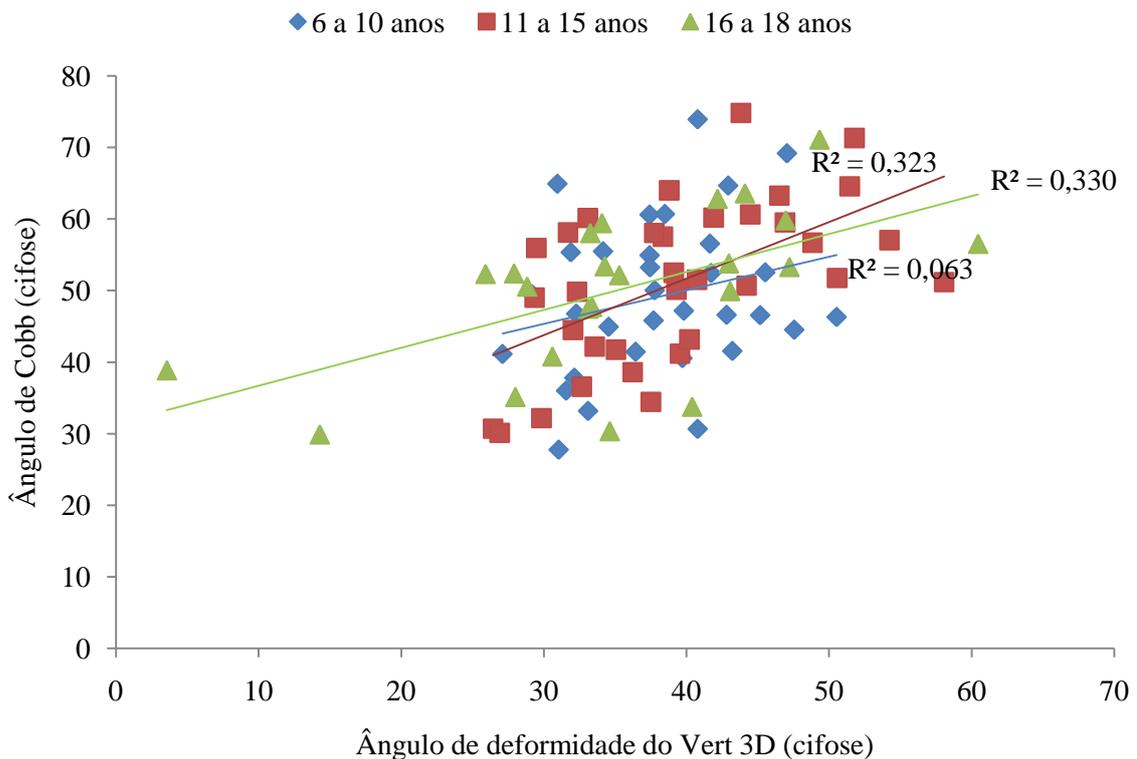


Figura 15. Gráfico da correlação entre os ângulos de Cobb (cifose) e os ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose) de indivíduos de 6 a 10 anos ($n=32$), 11 a 15 anos ($n=34$) e 16 a 18 anos ($n=23$).

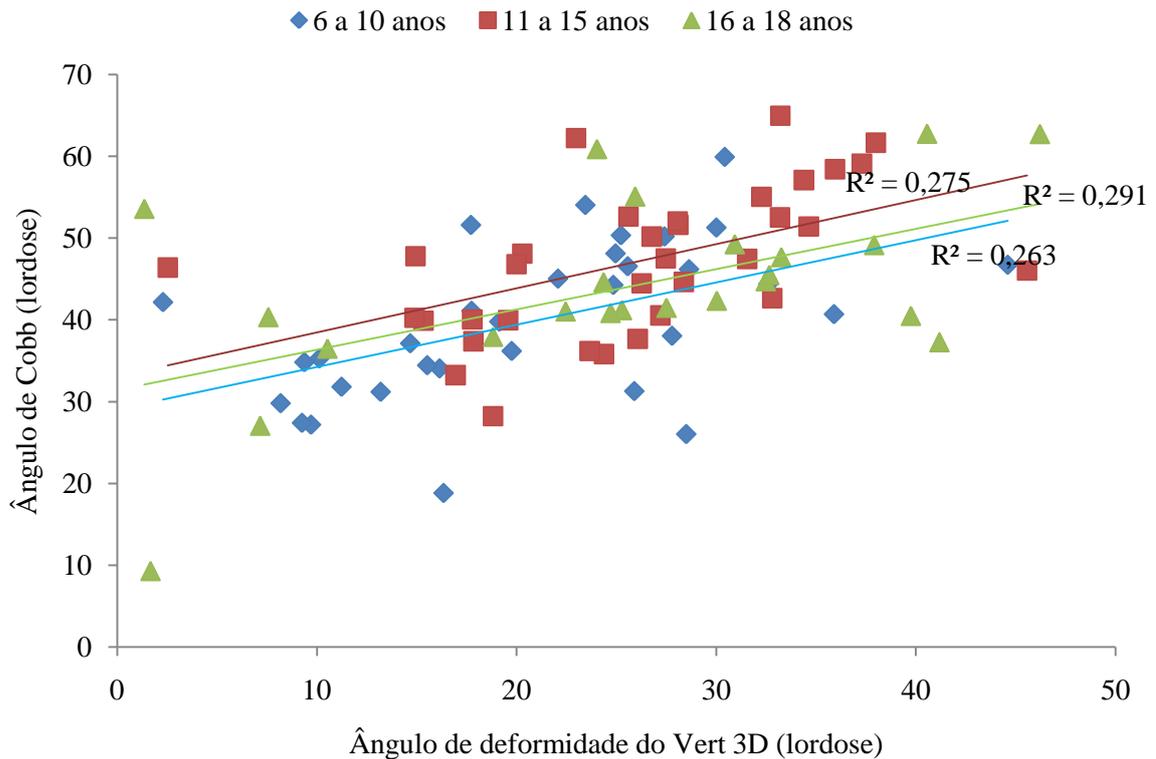


Figura 16. Gráfico da correlação entre os ângulos de Cobb (lordose) e os ângulos de deformidade do Vert 3D (lordose) de indivíduos de 6 a 10 anos ($n=32$), 11 a 15 anos ($n=34$) e 16 a 18 anos ($n=23$).

Em relação à cifose torácica, observa-se a partir do gráfico de Bland & Altman (figura 17), que a diferença entre os ângulos de Cobb (cifose) e ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose) é independente da faixa etária. Além disso, também se observa que essas diferenças são positivas e quanto maior o grau de cifose, maior a diferença. Uma vez que as figuras ilustram a diferença entre os ângulos de Cobb (cifose) e ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose), pode-se observar que os ângulos mensurados diretamente sobre estruturas ósseas (Cobb) são maiores do que ângulos mensurados a partir da superfície (Vert 3D).

Já em relação à lordose lombar (figura 18), apesar das medidas serem diferentes, independente da faixa etária e do grau de lordose, a diferença se mantém constante. Além disso, as diferenças nesse caso também são positivas, o que mais uma vez aponta para medidas internas (Cobb) maiores do que as medidas da superfície (Vert 3D).

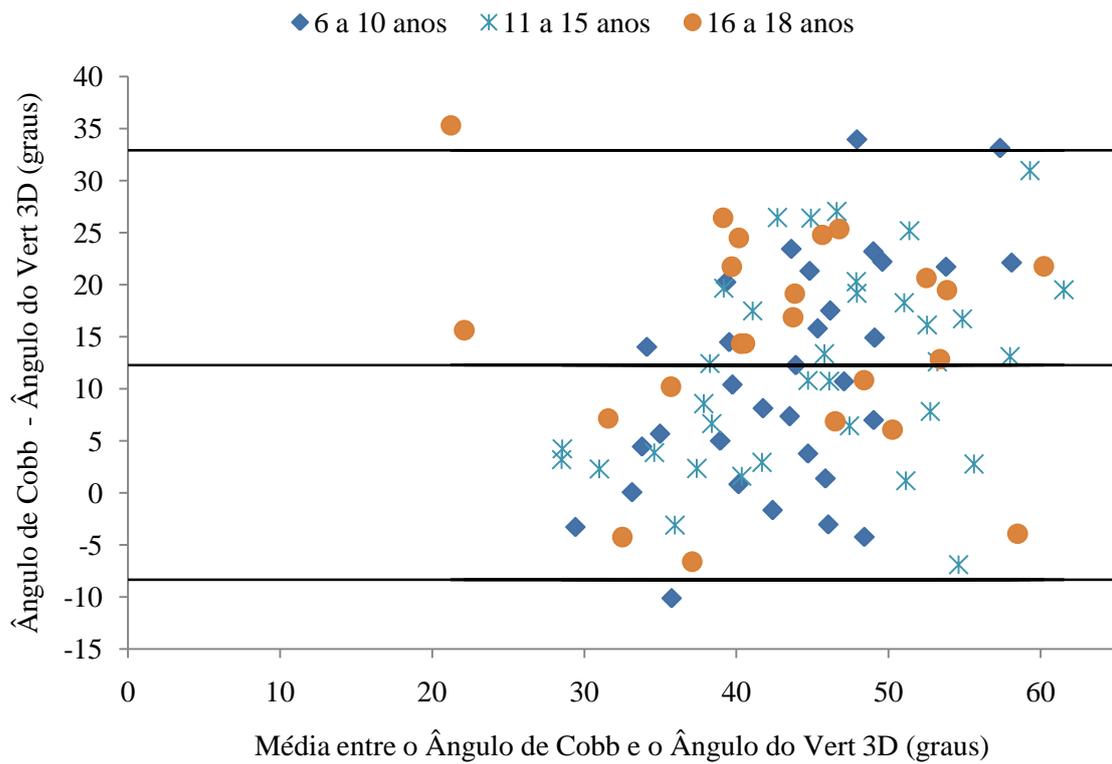


Figura 17. Gráfico de Bland & Altman para cifose. Diferença versus média entre ângulos de Cobb e ângulos do Vert 3D de indivíduos de 6 a 10 anos (n=32), 11 a 15 anos (n=34) e 16 a 18 anos (n=23).

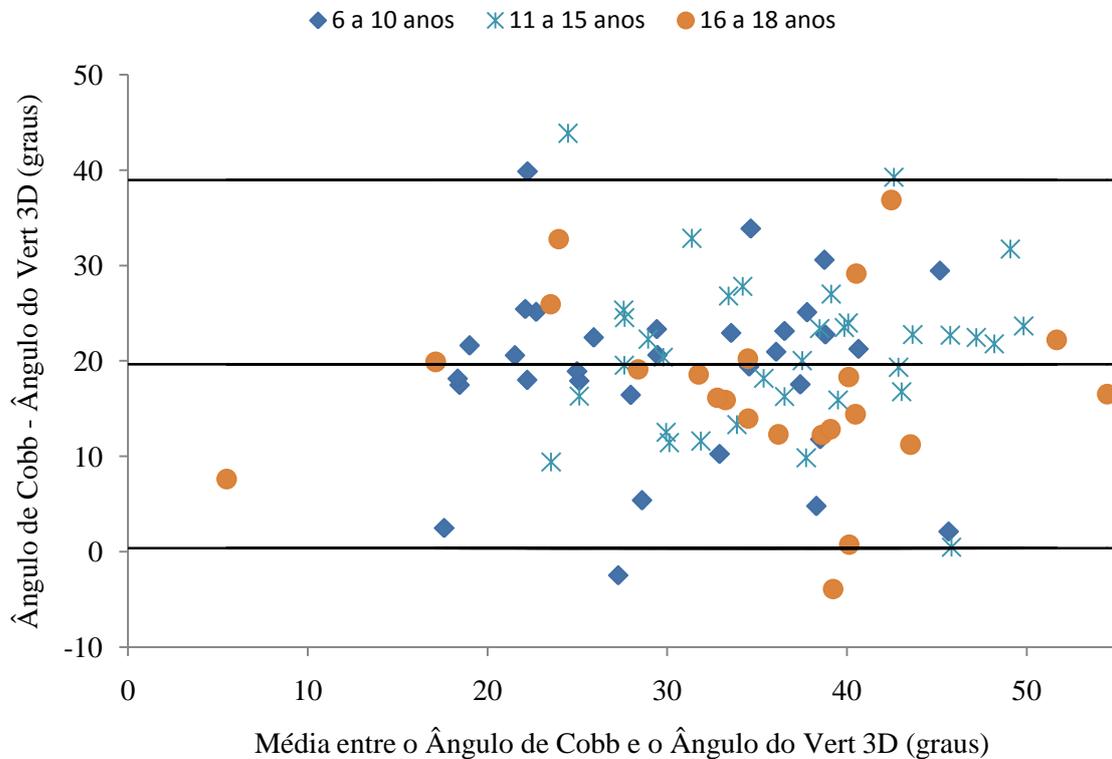
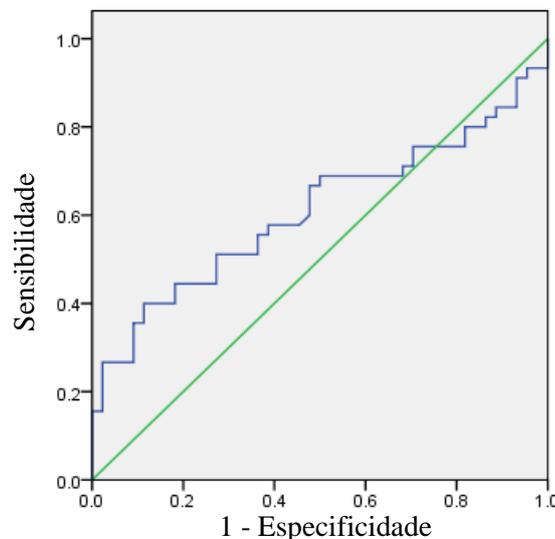


Figura 18. Gráfico de Bland & Altman para lordose. Diferença versus média entre ângulos de Cobb e ângulos do Vert 3D de indivíduos de 6 a 10 anos (n=32), 11 a 15 anos (n=34) e 16 a 18 anos (n=23).

As curvas ROC ilustram a sensibilidade e a especificidade dos ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose e lordose) para identificar indivíduos com hipercifose (COBB > 50°) (BOSEKER *et al.*, 2000), hiperlordose (COBB > 49,5°) (PROPST-PROCTOR; BLECK, 1983) e hipolordose (COBB < 31,0°) (PROPST-PROCTOR; BLECK, 1983). Não foram plotadas curvas para identificar hipocifose, pois não havia indivíduos com hipocifose na amostra. Todas as figuras apresentam a medida da área sob a curva (AUC) e a significância (p) da curva abaixo de cada curva. Todas as figuras apresentam tabelas correspondentes, com as coordenadas das curvas (APÊNDICE B). A partir dessas coordenadas, podem ser selecionados pontos de corte com os melhores valores de sensibilidade e especificidade.

A Figura 19 mostra a curva ROC para identificar indivíduos com hipercifose, a partir de ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose). A curva é significativa ($p < 0,05$) e apresenta $AUC > 0,500$ (maior do que a hipótese nula). A Tabela 8 (APÊNDICE B) mostra as coordenadas das curvas ROC da Figura 19. O ponto de corte escolhido, com 66,7% de sensibilidade e 52,3% de especificidade, foi de 36,33° de ângulo de deformidade do Vert 3D (cifose) (tabela 8).

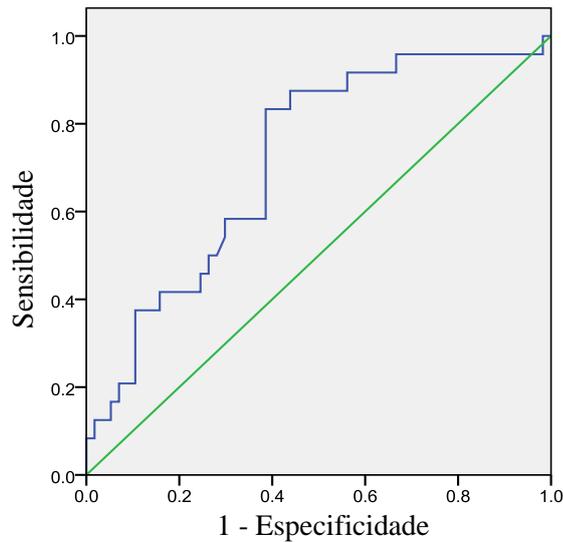


Ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose) x Ângulos de Cobb (cifose)

$AUC = 0,608$, $p=0,048$

Figura 19. Curva ROC para identificar indivíduos com hipercifose.

A Figura 20 mostra a curva ROC para identificar indivíduos com hiperlordose, a partir de ângulos de deformidade do Vert 3D (lordose). A curva é significativa ($p < 0,05$) e apresenta $AUC > 0,500$ (maior do que a hipótese nula). A Tabela 9 (APÊNDICE B) mostra as coordenadas das curvas ROC da Figura 20. O ponto de corte escolhido, com 83,3% de sensibilidade e 63,7% de especificidade, foi de 25,64° de ângulo de deformidade do Vert 3D (lordose) (tabela 10).

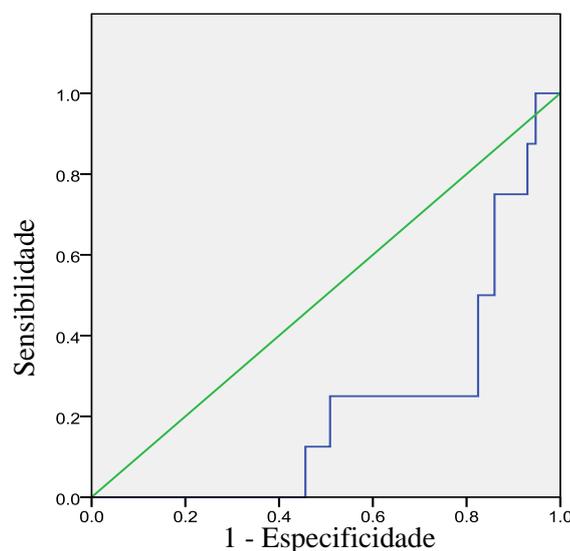


Ângulos de deformidade do Vert 3D (lordose) x Ângulos de Cobb (lordose)

AUC = 0,717, p=0,002

Figura 20. Curva ROC para identificar indivíduos com hiperlordose.

A Figura 21 mostra a curva ROC para identificar indivíduos com hipolordose, a partir de ângulos de deformidade do Vert 3D (lordose). A curva é significativa ($p < 0,05$), porém apresenta a $AUC < 0,500$ (inferior à hipótese nula). A Tabela 10 (APÊNDICE B) mostra as coordenadas da curva ROC da Figura 21. Porém, tendo em vista que a AUC não é adequada, não foi optado por um ponto de corte para a identificação de indivíduos com hipolordose.



Ângulos de deformidade do Vert 3D (lordose) x Ângulos de Cobb (lordose)

AUC = 0,224, p=0,012

Figura 21. Curva ROC para identificar indivíduos com hipolordose.

5.2 PLANO FRONTAL

A Tabela 11 demonstra as médias e desvios padrão dos ângulos de Cobb (escoliose), ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) e flechas de escoliose do Vert 3D dos indivíduos da amostra por faixa etária. Os cálculos foram efetuados com todos os indivíduos em cada faixa etária, independente da presença ou não de escoliose. Pode ser observado que as médias são maiores nas faixas etárias maiores.

Tabela 11. Médias e desvios padrão por faixa etária, das medidas do exame radiológico e do sistema Vert 3D no plano frontal.

| | 6 a 10 anos (n=32) | 11 a 15 anos (n=34) | 16 a 18 anos (n=23) |
|---------------------------|---------------------------|----------------------------|----------------------------|
| Medidas à esquerda | | | |
| Média ângulos de Cobb | 2,65° ± 4,07° | 4,09° ± 4,84° | 5,67° ± 5,99° |
| Média ângulos Vert 3D | 3,68° ± 1,20° | 4,57° ± 2,55° | 4,20° ± 2,28° |
| Média flechas Vert 3D | 0,20 cm ± 0,09 cm | 0,29 cm ± 0,21 cm | 0,30 cm ± 0,24 cm |
| Medidas à direita | | | |
| Média ângulos de Cobb | 3,08° ± 3,81° | 3,16° ± 4,82° | 5,37° ± 5,85° |
| Média ângulos Vert 3D | 3,16° ± 1,12° | 4,22° ± 1,84° | 4,23° ± 1,62° |
| Média flechas Vert 3D | 0,14 cm ± 0,07 cm | 0,21 cm ± 0,13 cm | 0,24 cm ± 0,11 cm |

As Tabelas 12 e 13 apresentam os resultados dos testes estatísticos realizados para verificar a repetibilidade dos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) e das flechas de escoliose do Vert 3D. Não houve diferença ($p > 0,05$) entre as medições sucessivas de um mesmo avaliador com o Vert 3D, independente de considerar ou não as faixas etárias (exceto em relação aos ângulos à esquerda do avaliador A, que houve diferença ($p = 0,021$) quando as faixas etárias não foram consideradas). Sem considerar as faixas etárias dos indivíduos, todas as correlações foram significativas ($p < 0,05$) e satisfatórias ($0,400 \leq \text{ICC} < 0,750$) para todas as medidas do Vert 3D (tabela 12). No entanto, ao considerar as faixas etárias, houve correlações significativas ($p < 0,05$) e satisfatórias ($0,400 < \text{ICC} < 0,750$) a excelentes ($\text{ICC} > 0,750$) para as três faixas etárias apenas para as flechas, enquanto que para os ângulos as correlações foram significativas ($p < 0,05$) e satisfatórias ($0,400 < \text{ICC} < 0,750$) a excelentes ($\text{ICC} > 0,750$) apenas para os indivíduos de 11 a 15 anos e de 16 a 18 anos (tabela 13).

Tabela 12. Resultados do teste de Wilcoxon e do coeficiente de correlação intraclassa para a repetibilidade das medições do sistema Vert 3D no plano frontal sem considerar as faixas etárias (n=89).

| REPETIBILIDADE NO PLANO FRONTAL | | | |
|--|-----------------|------------|------------|
| | Wilcoxon | ICC | ICC |
| | p | ICC | p |
| Flechas à esquerda | | | |
| Avaliador A (1 e 2) | 0,056 | 0,743* | 0,001 |
| Avaliador B (1 e 2) | 0,920 | 0,722* | 0,001 |
| Flechas à direita | | | |
| Avaliador A (1 e 2) | 0,608 | 0,688* | 0,001 |
| Avaliador B (1 e 2) | 0,090 | 0,548* | 0,001 |
| Ângulos à esquerda | | | |
| Avaliador A (1 e 2) | 0,021* | 0,517* | 0,001 |
| Avaliador B (1 e 2) | 0,846 | 0,477* | 0,001 |
| Ângulos à direita | | | |
| Avaliador A (1 e 2) | 0,522 | 0,455* | 0,001 |
| Avaliador B (1 e 2) | 0,108 | 0,450* | 0,011 |

* Resultados com significância estatística.

Tabela 13. Resultados do teste de Wilcoxon e do coeficiente de correlação intraclassa para a repetibilidade das medições do sistema Vert 3D no plano frontal para as diferentes faixas etárias

| REPETIBILIDADE NO PLANO FRONTAL | | | | | | | | | |
|--|---------------------------|------------|----------|----------------------------|------------|----------|----------------------------|------------|----------|
| | 6 a 10 anos (n=32) | | | 11 a 15 anos (n=34) | | | 16 a 18 anos (n=23) | | |
| | Wilcoxon | ICC | p | Wilcoxon | ICC | p | Wilcoxon | ICC | p |
| | p | ICC | p | p | ICC | p | p | ICC | p |
| Flechas à esquerda | | | | | | | | | |
| Avaliador A (1 e 2) | 0,808 | 0,440* | 0,005 | 0,055 | 0,804* | 0,001 | 0,394 | 0,790* | 0,001 |
| Avaliador B (1 e 2) | 0,262 | 0,556* | 0,001 | 0,457 | 0,650* | 0,001 | 0,879 | 0,899* | 0,001 |
| Flechas à direita | | | | | | | | | |
| Avaliador A (1 e 2) | 0,210 | 0,406* | 0,047 | 0,360 | 0,797* | 0,001 | 0,627 | 0,679* | 0,001 |
| Avaliador B (1 e 2) | 0,055 | 0,478* | 0,002 | 0,898 | 0,449* | 0,003 | 0,316 | 0,577* | 0,002 |
| Ângulos à esquerda | | | | | | | | | |
| Avaliador A (1 e 2) | 0,525 | 0,181 | 0,156 | 0,056 | 0,754* | 0,001 | 0,378 | 0,482* | 0,009 |
| Avaliador B (1 e 2) | 0,477 | 0,208 | 0,123 | 0,106 | 0,511* | 0,001 | 0,429 | 0,690* | 0,001 |
| Ângulos à direita | | | | | | | | | |
| Avaliador A (1 e 2) | 0,121 | -0,077 | 0,664 | 0,293 | 0,607* | 0,001 | 0,412 | 0,627* | 0,001 |
| Avaliador B (1 e 2) | 0,112 | 0,294 | 0,152 | 0,871 | 0,455* | 0,037 | 0,136 | 0,454* | 0,032 |

* Resultados com significância estatística.

As Tabelas 14 e 15 apontam os resultados dos testes estatísticos realizados para verificar a reprodutibilidade interavaliador dos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) e das flechas de escoliose do Vert 3D. Não houve diferença ($p > 0,05$) entre os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) e entre as flechas de escoliose do Vert 3D dos três avaliadores, independente de considerar ou não as faixas etárias (tabelas 14 e 15). Sem considerar as faixas etárias, as correlações entre os três avaliadores foram significativas ($p < 0,05$) e satisfatórias ($0,400 \leq \text{ICC} < 0,750$) para todas as medidas testadas (tabela 14). Considerando as faixas etárias, todas as correlações foram significativas ($p < 0,05$) e

satisfatórias ($0,400 < ICC < 0,750$) para as flechas nas três faixas etárias e para os ângulos nos indivíduos de 11 a 15 anos e de 16 a 18 anos. (tabela 15).

Tabela 14. Resultados do teste de Friedman e do coeficiente de correlação intraclassa para a reprodutibilidade interavaliador das medições do sistema Vert 3D no plano frontal sem considerar as faixas etárias (n=89).

| REPRODUTIBILIDADE INTERAVALIADOR NO PLANO FRONTAL | | | |
|--|-----------------|------------|------------|
| | Friedman | | ICC |
| | p | ICC | p |
| Flechas à esquerda | | | |
| Avaliadores A, B e C | 0,958 | 0,660* | 0,001 |
| Flechas à direita | | | |
| Avaliadores A, B e C | 0,558 | 0,619* | 0,001 |
| Ângulos à esquerda | | | |
| Avaliadores A, B e C | 0,558 | 0,493* | 0,001 |
| Ângulos à direita | | | |
| Avaliadores A, B e C | 0,054 | 0,454* | 0,001 |

* Resultados com significância estatística.

Tabela 15. Resultados do teste de Friedman e do coeficiente de correlação intraclassa para a reprodutibilidade interavaliador das medições do sistema Vert 3D no plano frontal para as diferentes faixas etárias.

| REPRODUTIBILIDADE INTERAVALIADOR NO PLANO FRONTAL | | | | | | | | | |
|--|---------------------------|------------|------------|----------------------------|------------|------------|----------------------------|------------|------------|
| | 6 a 10 anos (n=32) | | | 11 a 15 anos (n=34) | | | 16 a 18 anos (n=23) | | |
| | Friedman | | ICC | Friedman | | ICC | Friedman | | ICC |
| | p | ICC | p | p | ICC | p | p | ICC | p |
| Flechas à esquerda | | | | | | | | | |
| Avaliadores A, B e C | 0,666 | 0,415* | 0,002 | 0,814 | 0,719* | 0,001 | 0,738 | 0,743* | 0,001 |
| Flechas à direita | | | | | | | | | |
| Avaliadores A, B e C | 0,315 | 0,453* | 0,001 | 0,682 | 0,648* | 0,001 | 0,499 | 0,580* | 0,001 |
| Ângulos à esquerda | | | | | | | | | |
| Avaliadores A, B e C | 0,969 | 0,143 | 0,088 | 0,244 | 0,619* | 0,001 | 0,878 | 0,485* | 0,001 |
| Ângulos à direita | | | | | | | | | |
| Avaliadores A, B e C | 0,911 | 0,115 | 0,134 | 0,117 | 0,468* | 0,001 | 0,056 | 0,498* | 0,001 |

* Resultados com significância estatística.

Para verificar a validade do sistema Vert 3D no plano frontal, os indivíduos foram separados em indivíduos com curvatura à esquerda (n=48) e indivíduos com curvatura à direita (n=45). A Tabela 16 demonstra os resultados dos testes estatísticos realizados para verificar a validade dos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) e flechas de escoliose do Vert 3D. Houve diferença ($p > 0,05$) entre as comparações com os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) para ambos os lados. Apesar disso, houve correlações significativas ($p < 0,05$) para todos os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à esquerda e para todas as flechas de escoliose do Vert 3D à esquerda. Ao utilizar uma única avaliação, essas correlações foram pobres ($\rho < 0,400$) para as flechas de ângulos A2, A3, B1, B2 e C e moderadas ($0,400 < \rho < 0,699$) para as flechas e ângulos A1. Utilizando a médias de 4 avaliações (A1, A2, B1 e B2), essas correlações foram moderadas ($0,400 < \rho < 0,699$). Para as variáveis à direita, não houve correlação.

Tabela 16. Resultados do teste de Wilcoxon e do coeficiente de correlação de postos de Spearman para a validade das medições do sistema Vert 3D no plano frontal sem considerar as faixas etárias.

| VALIDADE NO PLANO FRONTAL | | | | |
|----------------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|--|
| | Wilcoxon | | Spearman | |
| | p | rho | p | |
| Medidas à esquerda | | (n=48) | | |
| Cobb e Ângulo A1 | 0,001* | 0,406* | 0,004 | |
| Cobb e Ângulo A2 | 0,001* | 0,364* | 0,011 | |
| Cobb e Ângulo B1 | 0,001* | 0,335* | 0,020 | |
| Cobb e Ângulo B2 | 0,001* | 0,323* | 0,025 | |
| Cobb e Ângulo C | 0,001* | 0,328* | 0,023 | |
| Cobb e Ângulo Médio | 0,001* | 0,486* | 0,001 | |
| | | Spearman | | |
| | | rho | p | |
| Cobb e Flecha A1 | | 0,424* | 0,003 | |
| Cobb e Flecha A2 | | 0,324* | 0,025 | |
| Cobb e Flecha B1 | | 0,315* | 0,029 | |
| Cobb e Flecha B2 | | 0,354* | 0,013 | |
| Cobb e Flecha C | | 0,397* | 0,041 | |
| Cobb e Flecha Média | | 0,436* | 0,002 | |
| Medidas à direita | | (n=45) | | |
| | Wilcoxon | | Spearman | |
| | p | rho | p | |
| Cobb e Ângulo A1 | 0,001* | -0,015 | 0,922 | |
| Cobb e Ângulo A2 | 0,001* | 0,102 | 0,504 | |
| Cobb e Ângulo B1 | 0,001* | 0,02 | 0,895 | |
| Cobb e Ângulo B2 | 0,001* | 0,151 | 0,322 | |
| Cobb e Ângulo C | 0,001* | 0,079 | 0,608 | |
| Cobb e Ângulo Médio | 0,001* | 0,117 | 0,445 | |
| | | Spearman | | |
| | | rho | p | |
| Cobb e Flecha A1 | | -0,009 | 0,955 | |
| Cobb e Flecha A2 | | 0,116 | 0,449 | |
| Cobb e Flecha B1 | | 0,063 | 0,683 | |
| Cobb e Flecha B2 | | 0,221 | 0,145 | |
| Cobb e Flecha C | | 0,078 | 0,613 | |
| Cobb e Flecha Média | | 0,125 | 0,412 | |

* Resultados com significância estatística.

As Figuras 22 e 23 expressam as correlações entre as medidas do exame radiológico e do sistema Vert 3D no plano frontal. O padrão de dispersão dos pontos corrobora com os resultados estatísticos para validade apresentados na Tabela 16. Ou seja, houve diferença entre os ângulos de Cobb (escoliose) e ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose). Na Figura 22, observa-se a partir dos coeficientes de determinação (R^2) que 21,01% dos ângulos de Cobb (escoliose) à esquerda conseguem ser explicados pelos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à esquerda. Na Figura 23, observa-se a partir dos coeficientes de determinação (R^2) que 2,94% dos ângulos de Cobb (escoliose) à direita conseguem ser explicados pelos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à direita.

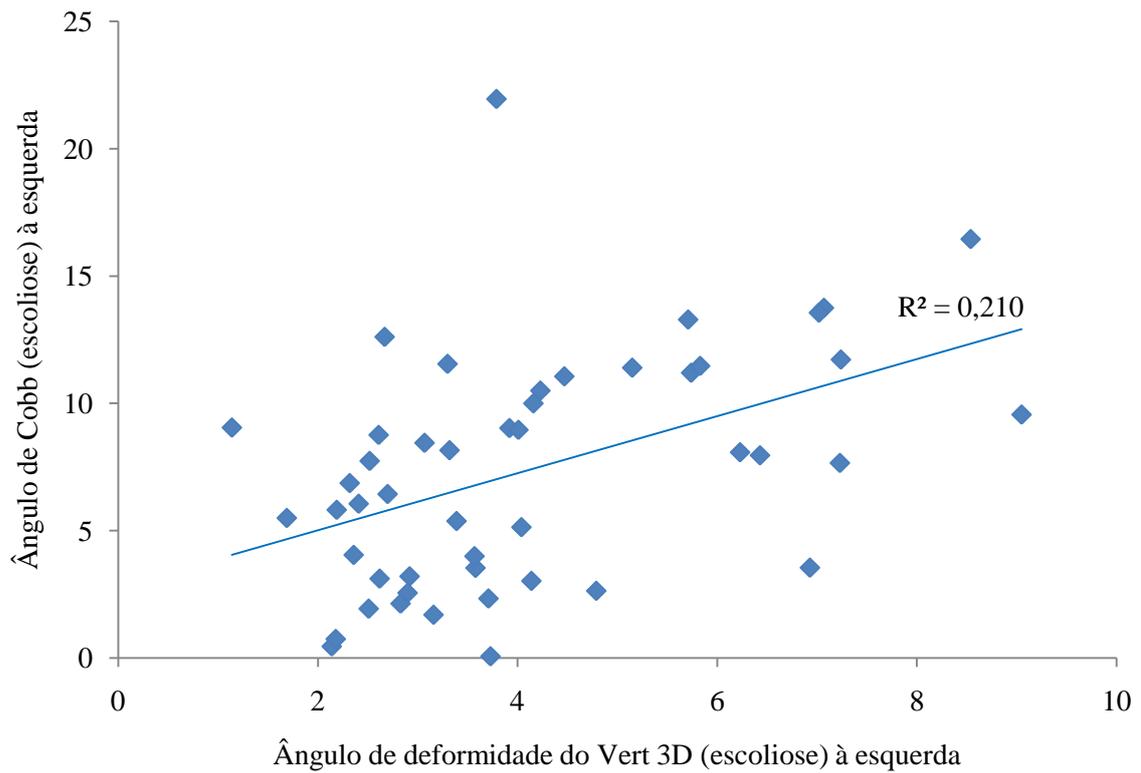


Figura 22. Gráfico da correlação entre os ângulos de Cobb (escoliose) à esquerda e os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à esquerda de indivíduos de 6 a 18 anos (n=48).

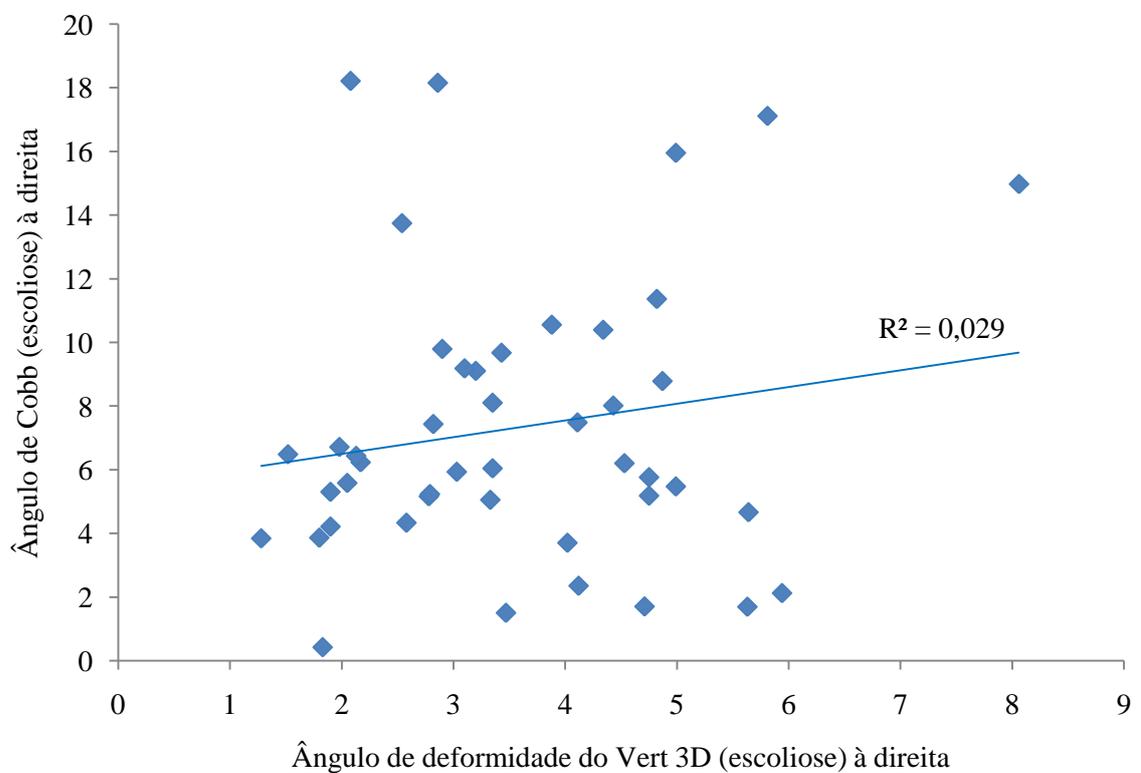


Figura 23. Gráfico da correlação entre os ângulos de Cobb (escoliose) à direita e os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à direita de indivíduos de 6 a 18 anos (n=45).

Em relação à escoliose, pela análise gráfica de Bland & Altman (figuras 24 e 25), observa-se que quanto maior o grau de escoliose, maior será a diferença entre os ângulos de Cobb (escoliose) e ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose). Além disso, também se observa que a maioria dessas diferenças são positivas. Uma vez que as figuras ilustram a diferença entre os ângulos de Cobb (escoliose) e ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose), pode-se observar que os ângulos mensurados diretamente sobre estruturas ósseas (Cobb) são maiores do que ângulos mensurados a partir da superfície (Vert 3D). Esses resultados independem da faixa etária analisada.

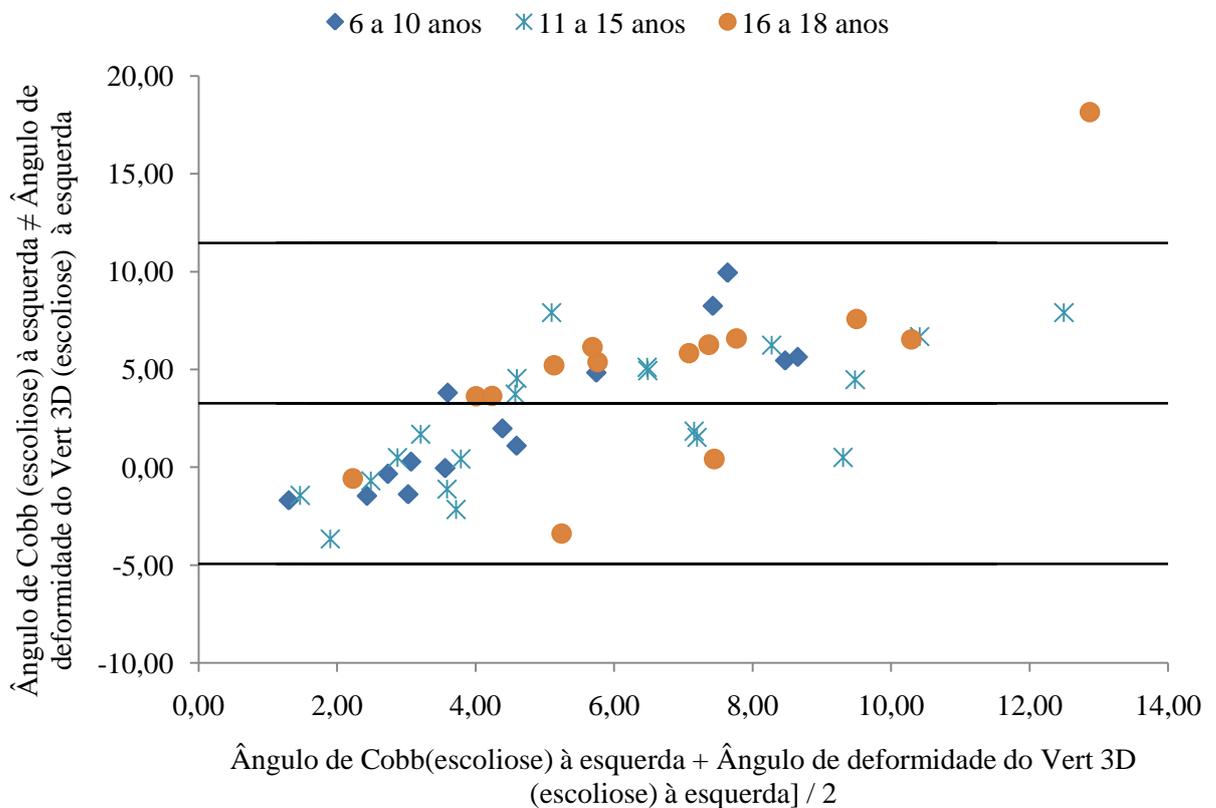


Figura 24. Gráfico de Bland & Altman para escoliose à esquerda. Diferença versus média entre ângulos de Cobb e ângulos do Vert 3D de indivíduos de 6 a 10 anos (n=14), 11 a 15 anos (n=20) e 16 a 18 anos (n=14).

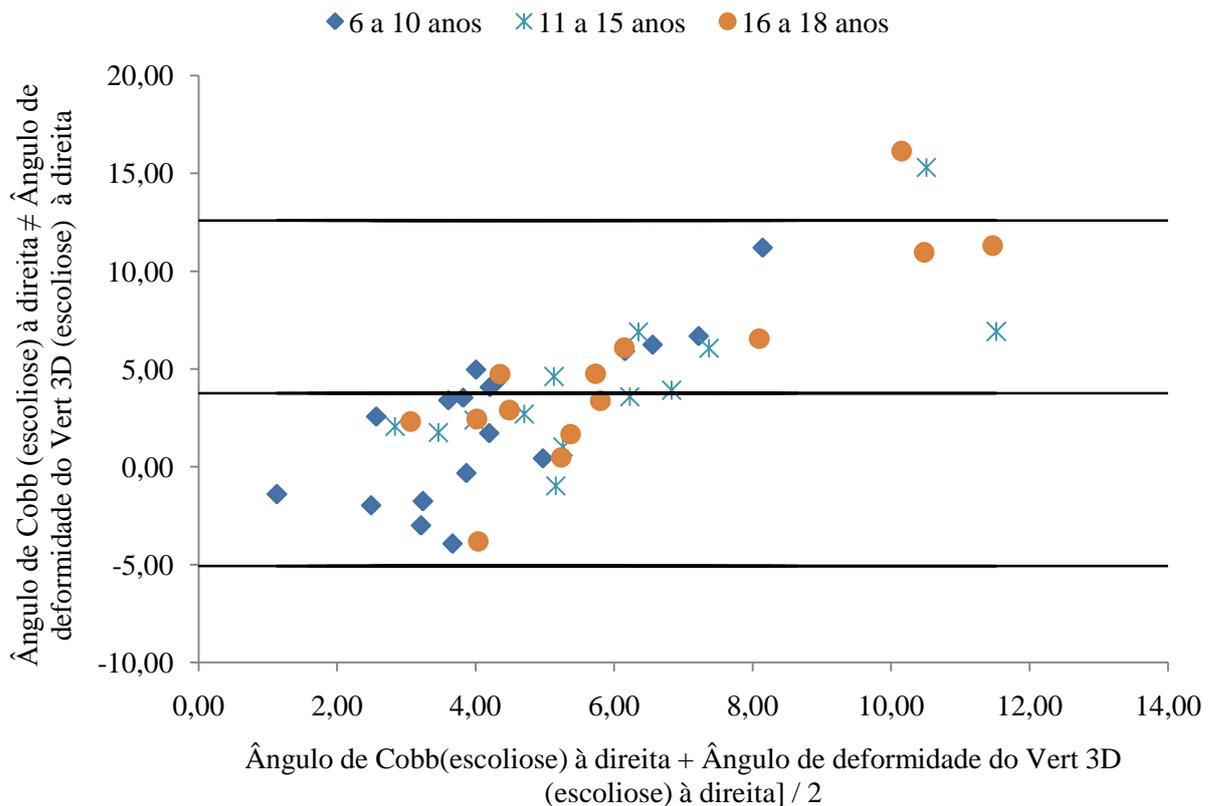
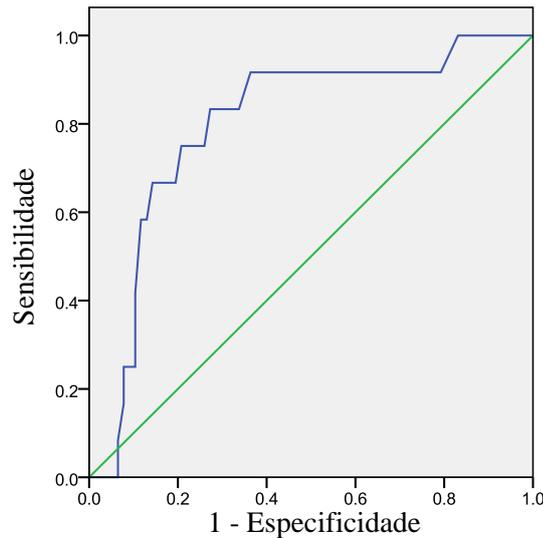


Figura 25. Gráfico de Bland & Altman para escoliose à direita. Diferença versus média entre ângulos de Cobb e ângulos do Vert 3D de indivíduos de 6 a 10 anos (n=18), 11 a 15 anos (n=13) e 16 a 18 anos (n=14).

As curvas ROC ilustram a sensibilidade e a especificidade dos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) para identificar indivíduos com escoliose ($COBB > 10^\circ$) (VAN GOETHEM *et al.*, 2007). Todas as figuras apresentam a medida da área sob a curva (AUC) e a significância (p) da curva abaixo de cada curva. Todas as figuras apresentam tabelas correspondentes, com as coordenadas das curvas (APÊNDICE B). A partir dessas coordenadas, podem ser selecionados pontos de corte com os melhores valores de sensibilidade e especificidade.

A Figura 26 mostra a curva ROC para identificar indivíduos com escoliose à esquerda, a partir de flechas de escoliose do Vert 3D à esquerda. A curva é significativa ($p < 0,05$) e apresenta $AUC > 0,500$ (maior do que a hipótese nula). A Tabela 17 (APÊNDICE B) mostra as coordenadas das curvas ROC da Figura 26. O ponto de corte escolhido, com 91,7% de sensibilidade e 63,6% de especificidade, foi de 0,22 cm de flecha de escoliose do Vert 3D (tabela 17).

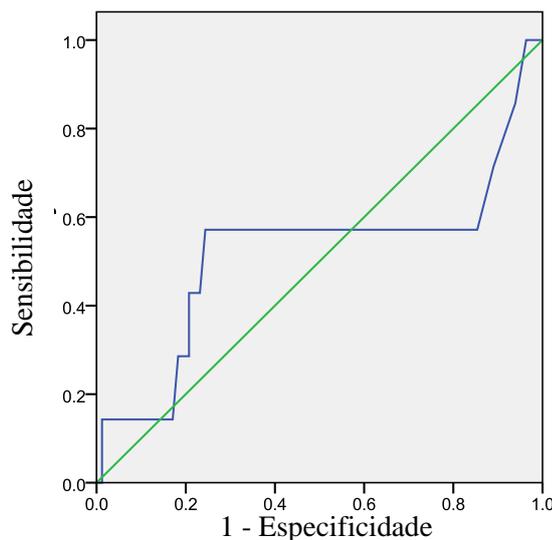


Flechas de escoliose do Vert 3D à esquerda x Ângulos de Cobb (escoliose) à esquerda

AUC = 0,799, $p=0,001$

Figura 26. Curva ROC para identificar indivíduos com escoliose à esquerda.

A Figura 27 mostra a curva ROC para identificar indivíduos com escoliose à direita, a partir de flechas de escoliose do Vert 3D à direita. A curva não é significativa ($p < 0,05$) e apresenta AUC $< 0,500$ (inferior a hipótese nula). A Tabela 18 (APÊNDICE B) mostra as coordenadas das curvas ROC da Figura 27. Porém, tendo em vista que a curvas não foi significativa, não foi optado por um ponto de corte para a identificação de indivíduos com escoliose à direita, a partir de flechas de escoliose do Vert 3D à direita.

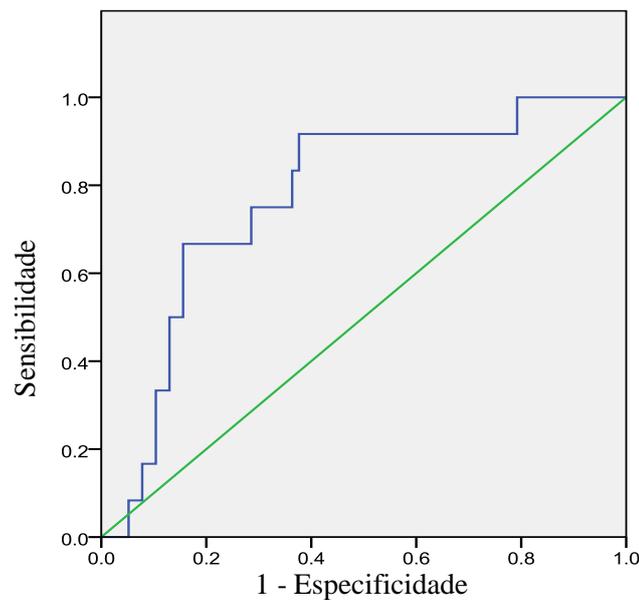


Flechas de escoliose do Vert 3D à direita x Ângulos de Cobb (escoliose) à direita

AUC = 0,518, $p=0,873$

Figura 27. Curva ROC para identificar indivíduos com escoliose à direita.

A Figura 28 mostra a curva ROC para identificar indivíduos com escoliose à esquerda, a partir de ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à esquerda. A curva é significativa ($p < 0,05$) e apresenta $AUC > 0,500$ (maior do que a hipótese nula). A Tabela 19 (APÊNDICE B) mostra as coordenadas da curva ROC da Figura 28. O ponto de corte escolhido, com 91,7% de sensibilidade e 62,3% de especificidade, foi de $3,64^\circ$ de ângulo de deformidade do Vert 3D (escoliose) (tabela 19).

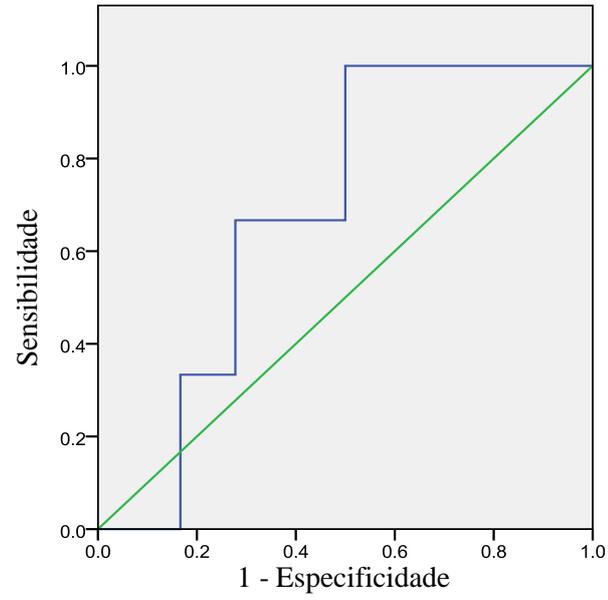


Ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à esquerda x Ângulos de Cobb (escoliose) à esquerda

$$AUC = 0,733, p=0,002$$

Figura 28. Curva ROC para identificar indivíduos com escoliose à esquerda.

A Figura 29 mostra a curva ROC para identificar indivíduos com escoliose à direita, a partir de ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à direita. A curva não é significativa ($p < 0,05$), apesar de apresentar $AUC > 0,500$ (maior do que a hipótese nula). A Tabela 20 (APÊNDICE B) mostra as coordenadas da curva ROC da Figura 29. Porém, tendo em vista que a curva não é significativa, não foi optado por um ponto de corte para a identificação de indivíduos com escoliose à direita, a partir de ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à direita.



Ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à direita x Ângulos de Cobb (escoliose) à direita

AUC = 0,685, p=0,315

Figura 29. Curva ROC para identificar indivíduos com escoliose à direita.

6 DISCUSSÃO

O Vert 3D é um sistema que utiliza topografia da superfície e luz estruturada, que parece ser uma alternativa interessante na tentativa de minimizar a exposição de pacientes ao exame radiológico. No entanto, para que possa ser utilizado, se faz necessária primeiramente sua comprovação científica. Por isso, o objetivo desse estudo foi verificar se o sistema Vert 3D fornece informações válidas referentes aos desvios posturais nos planos frontal e sagital de indivíduos em diferentes faixas etárias. Além disso, também foram testados a repetibilidade e a reprodutibilidade interavaliador do sistema Vert 3D.

6.1 PLANO SAGITAL

Foram demonstrados dados referentes à postura corporal dos 89 indivíduos de diferentes faixas etárias avaliados no presente estudo (tabela 1). Os ângulos de Cobb (cifose) das crianças e adolescentes de 6 a 18 anos variaram entre $27,78^\circ$ e $74,79^\circ$. Boseker *et al.* (2000) avaliaram 121 crianças “normais” de 5 a 19 anos e relataram que a coluna torácica dessas crianças apresenta 20° a 50° . Propst-Proctor e Bleck (1983) avaliaram ângulos de Cobb (cifose) de crianças de 2 a 20 anos e encontraram 21° a 33° . No que diz respeito à coluna lombar dos 89 indivíduos de 6 a 18 anos do presente estudo, os ângulos de Cobb (escoliose) variaram entre $18,84^\circ$ a $62,78^\circ$. Propst-Proctor e Bleck (1983) avaliaram ângulos de Cobb (lordose) de crianças de 2 a 20 anos e encontraram $31,00^\circ$ a $49,50^\circ$.

Penha, Baldini e João (2009) avaliaram crianças com fotogrametria e relatam que as crianças de 8 anos são levemente mais cifóticas do que as crianças de 7 anos de idade. E Fon, Pitt e Thies (1980) relatam aumento da curvatura torácica com o avanço da idade em ambos os sexos. Em contrapartida, observando os dados da Tabela 1, no presente estudo a cifose torácica da amostra não parece estar aumentando com o avanço da idade. Segundo Chernukha, Daffner e Reigel (1998), a lordose lombar aumenta entre 11 a 15 anos de idade, devido às mudanças estruturais ocasionadas pelo estirão do crescimento. Observando os dados da Tabela 1, no presente estudo a lordose parece aumentar a partir dos 9 anos de idade.

No que se refere à repetibilidade do sistema Vert 3D, independente da faixa etária testada, não houve diferença ($p>0,05$) e houve correlações significativas ($p<0,05$) e excelentes ($ICC \geq 0,750$) entre as medições sucessivas do Vert 3D no plano sagital. Diante desses resultados, a idade dos indivíduos parece não interferir na repetibilidade do sistema Vert 3D. E o instrumento em questão apresenta excelente repetibilidade no plano sagital.

Quanto à reprodutibilidade interavaliador, independente da faixa etária, não houve diferença entre as medições dos diferentes avaliadores ($p > 0,05$) para ambas as regiões da coluna e todas as correlações foram significativas ($p < 0,05$). Ignorando o efeito das faixas etárias, todas as correlações foram satisfatórias ($0,400 \leq \text{ICC} < 0,750$) para a cifose e excelentes ($\text{ICC} \geq 0,750$) para a lordose. No entanto, considerando as faixas etárias dos indivíduos, ocorreram algumas diferenças. As correlações para a cifose foram excelentes ($\text{ICC} \geq 0,750$) nos indivíduos de 11 a 15 anos e satisfatórias ($0,400 \leq \text{ICC} < 0,750$) para os indivíduos de 6 a 10 anos e de 16 a 18 anos. E em relação à lordose ocorre o oposto, as correlações foram satisfatórias ($0,400 \leq \text{ICC} < 0,750$) nos indivíduos de 11 a 15 anos e excelentes ($\text{ICC} \geq 0,750$) nos indivíduos de 6 a 10 anos e de 16 a 18 anos. Parece que o estirão do crescimento apresenta influencia no que se refere à reprodutibilidade interavaliador, tendo em vista que apenas nos adolescentes de 11 a 15 anos ocorrem mudanças nas correlações em relação aos resultados sem considerar as faixas etárias. E o instrumento em questão apresenta reprodutibilidade interavaliador satisfatória no plano sagital.

Outros estudos também avaliaram a repetibilidade e a reprodutibilidade interavaliador no plano sagital, porém sem considerar o efeito das faixas etárias. Rankine *et al.* (2012) avaliaram a repetibilidade e a reprodutibilidade interavaliador do sistema de topografia Milwaukee, a partir da avaliação de um manequim especialmente construído para ser similar a um adolescente com escoliose, utilizando 2 avaliadores distintos. Os autores mostram excelentes resultados para a repetibilidade da cifose ($\text{ICC}=0,990$) e da lordose ($\text{ICC}=0,990$) e excelentes resultados para reprodutibilidade interavaliador da cifose ($\text{ICC}=0,990$) e da lordose ($\text{ICC}=0,820$). No ano seguinte, Liu *et al.* (2013) também verificaram a repetibilidade e a reprodutibilidade interavaliador do sistema de topografia Milwaukee utilizando dois avaliadores independentes mas, diferente do estudo de Rankine *et al.* (2012), a amostra neste estudo foi composta por 10 crianças e adolescentes de 6 a 18 anos. Os autores não consideraram o efeito de diferentes faixas etárias e encontraram repetibilidade satisfatória para a cifose para ambos os avaliadores ($\text{ICC}=0,572$ e $\text{ICC}=0,893$) e excelente para a lordose para ambos os avaliadores ($\text{ICC}= 0,937$ e $\text{ICC}=0,852$), reprodutibilidade interavaliador excelente para a cifose ($\text{ICC}=0,814$) e pobre para a lordose ($\text{ICC}=0,371$). Goh *et al.* (1999) verificaram a repetibilidade do sistema Jenoptik Formetric a partir de 5 avaliações sucessivas efetuadas em 10 indivíduos adultos de idades variadas e constaram excelentes correlações ($\text{ICC} 0,980$ a $0,990$) entre as medidas. Mohokum *et al.* (2010) avaliaram além da repetibilidade, também a reprodutibilidade interavaliador do sistema Formetric II, que é um

sistema de raster estereografia 3D. Para efetuar os testes, 3 avaliadores efetuaram 3 análises sucessivas cada um, em 51 voluntários. Os relatam que houve bons resultados para a repetibilidade (α de Cronbach de 0,921 e 0,992) e reprodutibilidade interavaliador (ICC=0,979) para o sistema em questão.

Em relação à validade do sistema Vert 3D, independente de considerar ou não o efeito da idade, houve diferença ($p < 0,05$) entre as medidas dos dois instrumentos em ambas as regiões da coluna. Apesar das diferenças existirem, sem considerar as faixas etárias, as correlações foram moderadas ($0,400 < r < 0,699$) para todas as faixas etárias. Kovac e Pecina (1999) verificaram a correlação entre as medidas da topografia de Moiré e do exame radiológico no plano sagital e encontraram forte correlação ($r=0,847$) para as mesmas na coluna torácica. Os autores não verificaram a correlação separando os indivíduos por faixa etária. No presente estudo, ao considerar as faixas etárias, para a cifose as correlações foram significativas ($p < 0,05$) e moderadas ($0,400 < r < 0,699$) apenas para os indivíduos de 11 a 15 anos e de 16 a 18 anos. Em relação à lordose, todas as correlações foram significativas ($p < 0,05$) e moderadas ($0,400 < r < 0,699$) para todas as três faixas etárias. Ou seja, de acordo com os dados do presente estudo, ocorrem correlações para a cifose somente após o estirão do crescimento.

Apesar das diferenças entre as medidas dos dois métodos (Cobb e Vert 3D) existirem, há uma correlação moderada entre elas (exceto para a cifose de crianças de 6 a 10 anos). Esses resultados corroboram com as Figuras 15 e 16, que demonstram que na faixa etária que não apresentou correlação entre as medidas (6 a 10 anos), apenas 6,33% dos ângulos de Cobb (cifose) puderam ser explicados pelos ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose), enquanto que para as faixas etárias que apresentaram correlação moderada (11 a 15 anos e 16 a 18 anos), aproximadamente 32% dos ângulos de Cobb (cifose) puderam ser explicados por ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose). Já para a lordose, a qual todas as medidas apresentaram correlação moderada, para todas as faixas etárias, aproximadamente 27% dos ângulos de Cobb (lordose) puderam ser explicados pelos ângulos de deformidade do Vert 3D (lordose). Ou seja, as estatísticas referentes à validade do Vert 3D no plano sagital e as Figuras 15 e 16 apontam que as medidas da superfície não são iguais às medidas das estruturas ósseas.

No entanto, a maioria das diferenças entre o Vert 3D e o método de Cobb apresenta uma correlação moderada (exceto a cifose dos 6 a 10 anos). Essas diferenças podem ser explicadas pelas Figuras 17 a 18, nas quais pode ser observado que os ângulos mensurados diretamente sobre estruturas ósseas (Cobb) são maiores do que ângulos mensurados a partir da

superfície (Vert 3D), o que está de acordo com os resultados da Tabela 1, que mostra médias maiores para as medidas internas do que para as medidas externas. Provavelmente, questões como a quantidade de tecido adiposo e de tecidos moles nas diferentes porções das costas e diferenças entre comprimentos e angulações dos processos espinhosos de cada segmento vertebral, podem ser responsáveis pela medida externa não ser igual à medida interna.

Tendo em vista que, apesar de correlações, existem diferenças entre os métodos testados, o sistema Vert 3D não é indicado para substituir o exame radiológico na avaliação dos ângulos de Cobb (cifose e lordose). Porém, como apresenta repetibilidade excelente e reprodutibilidade interavaliador satisfatória, o sistema Vert 3D é adequado para o acompanhamento das curvaturas sagitais de indivíduos de 6 a 18 anos. Porém, para que o sistema possa ser utilizado para o acompanhamento de curvaturas sagitais, também é importante que ele possa identificar indivíduos que possam apresentar curvaturas fora dos padrões de normalidade. Por isso, a partir de curvar ROC, foi apresentada a acurácia do sistema Vert 3D (sensibilidade e especificidade) para identificar corretamente indivíduos com hipercifose, hiperlordose e hipolordose e a partir das coordenadas dessas curvas, foram sugeridos alguns pontos de corte. No entanto, como não havia indivíduos com hipocifose na amostra e como curvas não foram significativas ($p > 0,05$) para identificar indivíduos com hipolordose, foram selecionados pontos de corte apenas para identificar aumento de curvaturas no plano sagital (hipercifose e hiperlordose).

Considerando ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose) como variável de teste para identificar indivíduos com hipercifose (Cobb $> 50^\circ$) (BOSEKER et al., 2000), medidas maiores do que $36,3^\circ$ de deformidade do Vert 3D (cifose) identificam corretamente 66,7% dos indivíduos que realmente tem hipercifose e incorretamente 47,7% dos indivíduos que não tem hipercifose como tendo. Em relação à lordose, considerando ângulos de deformidade do Vert 3D (lordose) como variável de teste para identificar indivíduos com hiperlordose (Cobb $> 49,5^\circ$) (PROPST-PROCTOR; BLECK, 1983), medidas maiores do que $25,6^\circ$ de deformidade do Vert 3D (lordose) identificam corretamente 83,3% dos indivíduos que realmente tem hiperlordose e identifica incorretamente 36,3% dos indivíduos que não tem hiperlordose como tendo.

6.2 PLANO FRONTAL

Os dados da Tabela 11 apontam para maior prevalência de desvios no plano frontal nos indivíduos de maior faixa etária da amostra desse estudo. Esses dados vão ao encontro de

alguns estudos que relatam que a prevalência de desvios posturais é maior durante a adolescência devido ao estirão do crescimento (STIRLING, 1996; TAYLOR, 1983).

Em relação à repetibilidade do sistema Vert 3D no plano frontal, não houve diferença ($p > 0,05$) entre as medições sucessivas de um mesmo avaliador, independente de considerar ou não as faixas etárias. Sem considerar as faixas etárias, todas as correlações entre as medidas foram satisfatórias ($0,400 < ICC < 0,750$, $p < 0,05$). Quanto à reprodutibilidade interavaliador do sistema Vert 3D no plano frontal, não houve diferença ($p < 0,05$) entre as medições dos três avaliadores, independente de considerar ou não as faixas etárias. Sem considerar as faixas etárias, todas as correlações foram satisfatórias ($0,400 < ICC < 0,750$, $p < 0,05$). Rankine *et al.* (2012) avaliaram a repetibilidade e a reprodutibilidade interavaliador do sistema de topografia Milwaukee, a partir da avaliação de um manequim especialmente construído para ser similar a um adolescente com escoliose, utilizando dois avaliadores distintos. Os autores relatam excelentes resultados para a repetibilidade ($ICC=0,990$) e a reprodutibilidade interavaliador ($ICC=0,990$) do ângulo de escoliose. Liu *et al.* (2013) avaliaram a repetibilidade e a reprodutibilidade interavaliador do mesmo sistema de topografia Milwaukee, mas com uma amostra de 10 crianças e adolescentes de 6 a 18 anos. Os autores encontraram dados favoráveis para o plano frontal. O ângulo de escoliose apresentou repetibilidade satisfatória ($ICC=0,501$ e $ICC=0,565$) e reprodutibilidade interavaliador excelente ($ICC=0,880$).

Nenhum dos autores citados no parágrafo anterior separou a amostra por faixas etárias. No presente estudo, também foram avaliadas a repetibilidade e a reprodutibilidade interavaliador separando a amostra por faixas etárias. No que se refere à repetibilidade, ao considerar as faixas etárias, houve correlações satisfatórias ($0,400 < ICC < 0,750$, $p < 0,05$) a excelentes ($ICC > 0,750$, $p < 0,05$) para todas as medidas nos adolescentes de 11 a 15 anos e de 16 a 18 anos e para as flechas de escoliose do Vert 3D nas três faixas etárias. E em relação à reprodutibilidade interavaliador, ao considerar as faixas etárias, as flechas de escoliose do Vert 3D apresentam correlações satisfatórias ($0,400 < ICC < 0,750$, $p < 0,05$) para as três faixas etárias, enquanto que os ângulos de deformidade do Ver 3D apresentam correlações satisfatórias ($0,400 < ICC < 0,750$, $p < 0,05$) para os indivíduos de 11 a 15 anos e de 16 a 18 anos.

A idade não parece estar influenciando na repetibilidade ou na reprodutibilidade interavaliador do sistema Vert 3D no plano frontal. Isto por que as flechas de escoliose do Vert 3D apresentaram resultados satisfatórios tanto para a repetibilidade quanto para a reprodutibilidade interavaliador nas três faixas etárias, apesar dos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) terem apresentado resultados satisfatórios somente nos adolescentes (11 a

15 anos e 16 a 18 anos). Diante desses resultados, o sistema Vert 3D apresenta repetibilidade e reprodutibilidade interavaliador satisfatórias para as flechas de escoliose do Vert 3D para indivíduos de 6 a 18 anos e para os ângulos de deformidade do Vert 3D para indivíduos de 11 a 18 anos.

Goldberg *et al.* (2001) avaliaram 155 indivíduos com o sistema Quantec e exames radiográficos e constataram correlação forte ($r=0,812$) entre os métodos, sendo que 66% da curva topográfica pode ser explicada pelo ângulo de Cobb. Zubovicz *et al.* (2008) compararam resultados do ISIS2 e de radiografias da coluna vertebral de 111 pacientes com escoliose e relataram que não houve diferença entre as medidas ($p>0,05$) e que o sistema ISIS2 é capaz de fornecer informações válidas no plano frontal, sendo útil para a avaliação e o acompanhamento de pacientes com escoliose. Nenhum dos dois autores cita dados de repetibilidade e reprodutibilidade dos sistemas em questão. Em relação à validade do sistema Vert 3D, houve diferenças ($p<0,05$) entre os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) e os ângulos de Cobb (escoliose). No entanto, houve correlações moderadas ($0,400 < \rho < 0,699$, $p<0,05$) em relação aos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) esquerdos e às flechas de escoliose do Vert 3D à esquerda utilizando a média de 4 avaliações com o Vert 3D. No entanto, no que se refere às medidas à direita, não houve correlações ($p>0,05$). Os resultados das Figuras 22 e 23 corroboram com as estatísticas da validade, pois mostram que os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à esquerda conseguem explicar 21,0% dos ângulos de Cobb (escoliose) à esquerda, enquanto que os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à direita conseguem explicar apenas 2,9% dos ângulos de Cobb (escoliose) à direita. E as Figuras 24 e 25 mostram que, quanto maior o grau de escoliose, maior a diferença entre as medidas internas (Cobb) e externas (Vert).

Assim, diante dos resultados apresentados pelo sistema Vert 3D no plano frontal, não foi verificada a validade em relação ao método radiológico. Por esse motivo, o sistema Vert 3D não deve ser utilizado em substituição aos ângulos de Cobb (escoliose). Uma possível justificativa para as estatísticas apresentadas no estudo é que pode ser que nem sempre o ângulo de Cobb (escoliose) seja representativo da postura que pode ser observado a partir da superfície. Essa hipótese vai ao encontro de um achado de Grivas *et al.* (2007) que, ao avaliarem 83 meninas de 7 a 18 anos com escoliômetro e exame radiológico, verificaram que 55% da amostra apresentava alterações na superfície (inclinação de 7° no escoliômetro), mas não apresentava alterações internas (curvas menores do que 10° ou nenhuma curva). Além disso, segundo Theologis *et al.* (1993), os desvios posturais são percebidos primeiramente pelas mudanças que geram na superfície das costas. E essas mudanças, sendo um fator

estético, têm grande influência na busca do paciente por tratamentos e tem relação com a elevação do gradil costal, resultante da rotação axial da coluna vertebral, que pode progredir antes mesmo do que o desvio lateral da coluna vertebral (THEOLOGIS *et al.*, 1993).

Apesar do método em questão não apresentar validade no plano frontal, tendo em vista os resultados satisfatórios para a repetibilidade e a reprodutibilidade interavaliador das flechas de escoliose em indivíduos de 6 a 18 anos e dos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) em indivíduos de 11 a 18 anos, o sistema Vert 3D pode ser utilizado para o acompanhamento de curvaturas frontais de indivíduos de 6 a 18 anos (a partir das flechas) e de 11 a 18 anos (a partir dos ângulos). Para auxiliar no acompanhamento das curvaturas dos pacientes, torna-se importante que o sistema também possa identificar a presença escoliose (COBB > 10°) (VAN GOETHEM *et al.*, 2007). Por isso, foram plotadas curvas ROC para todas as medidas fornecidas pelo sistema Vert 3D, para testar a sensibilidade e a especificidade dessas medidas para identificar indivíduos com escoliose e propor pontos de corte para identificar indivíduos com escoliose. No entanto, assim como as correlações para a validade foram significativas somente com as medidas à esquerda, o mesmo ocorreu em relação às curvas ROC. Por isso, foram selecionados pontos de corte somente para as medidas à esquerda.

Considerando as flechas de escoliose do Vert 3D à esquerda e os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à esquerda como variáveis de teste para identificar indivíduos com escoliose à esquerda (Cobb > 10°) (VAN GOETHEM *et al.*, 2007), medidas maiores do que 0,22 cm de flecha de escoliose do Vert 3D à esquerda identificam corretamente 91,7% dos indivíduos que realmente tem escoliose à esquerda e incorretamente 36,4% dos indivíduos que não tem. E medidas maiores do que 3,6° de deformidade do Vert 3D (escoliose) à esquerda identificam corretamente 91,7% dos indivíduos que realmente tem escoliose à esquerda e incorretamente 37,7% dos indivíduos que não tem.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Apesar de haver diferenças entre os ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose, lordose e escoliose) em relação aos ângulos de Cobb (cifose, lordose e escoliose), existem correlações moderadas entre os ângulos de Cobb (cifose e lordose) e os ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose e lordose) para todas as faixas etárias). Além disso, existem correlações moderadas dos ângulos de Cobb (escoliose) com os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à esquerda e as flechas de escoliose do Vert 3D à esquerda quando é utilizada a média de 4 avaliações com o sistema Vert 3D. De acordo com os resultados do presente estudo, os ângulos medidos pelo sistema Vert 3D são menores do que os ângulos medidos a partir do exame radiológico. Diversos fatores podem contribuir para essas diferenças, no entanto, esses fatores não foram avaliados no presente estudo. Sugere-se que a quantidade de tecido adiposo e tecido muscular, a angulação dos processos espinhosos ou até mesmo as compensações posturais possam afetar as correlações e comparações entre as medidas externas (Vert 3D) e internas (exame radiológico). Além disso, parece que nem sempre a deformidade que é visualizada em avaliações posturais é a mesma que pode ser vista no exame radiológico. No entanto, o Vert 3D apresenta resultados excelentes para a repetibilidade e satisfatórios para a reprodutibilidade interavaliador no plano sagital. Ainda, apresenta resultados satisfatórios para a repetibilidade e reprodutibilidade interavaliador para as flechas de escoliose do Vert 3D de 6 a 18 anos e para os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) de 11 a 18 anos.

Diante desses resultados, o Vert 3D não apresenta validade para determinar os valores do exame radiológico e, portanto, não pode ser utilizado em substituição ao método radiológico para mensurar os ângulos de Cobb (cifose, lordose e escoliose). No entanto, diante dos resultados apresentados para a repetibilidade e a reprodutibilidade interavaliador, o Vert 3D é um instrumento adequado para o acompanhamento longitudinal das curvaturas sagitais e frontais de crianças e adolescentes de 6 a 18 anos, a partir das variáveis ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose e lordose) e a partir das flechas de escoliose do Vert 3D à esquerda. Ainda, os ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à esquerda, podem ser utilizados no acompanhamento de curvaturas de indivíduos de 11 a 18 anos. Além disso, a partir desse instrumento, podem ser identificados indivíduos com hipercifose, hiperlordose e escoliose à esquerda, a partir de pontos de corte definidos nesse estudo.

O Vert 3D realiza cálculos das curvaturas sagitais e frontais a partir da superfície das costas e com o exame radiológico podem ser calculadas as curvaturas sagitais e frontais diretamente sobre as estruturas ósseas. No entanto, o que leva o paciente em busca de tratamento é a alteração da superfície, por ser o primeiro fator percebido. Além disso,

mudanças na superfície são as impressões que normalmente são observadas, mas inúmeras vezes não são registradas em avaliações posturais. Diante dessa perspectiva, o Vert 3D também se apresenta como um instrumento útil para registrar essas impressões de avaliações posturais.

Além das variáveis testadas, o Vert 3D pode fornecer outros dados referentes à postura do paciente. Porém, não foi objetivo desse estudo investigar as outras variáveis do sistema Vert 3D, como a rotação axial, por exemplo, que é um componente de desvios no plano frontal que evolui antes mesmo do que o desvio lateral da coluna vertebral e causa alterações na superfície. Ainda, os mapas de curvaturas podem trazer informações visuais importantes, uma vez que mostram alterações topográficas, que são dados que não podem ser avaliadas por meio do exame radiológico. Dessa maneira, o Vert 3D pode ser útil para registrar impressões diferentes daquelas que o exame radiológico captura. Por isto, sugere-se que em outros estudos essas variáveis do Vert 3D possam ser avaliadas.

8 REFERÊNCIAS

- ADAM, C.; IZATT, M.; HARVEY, J.; ASKIN, G. Variability in Cobb angle measurements using reformatted computerized tomography scans. *Spine*, v. 30, n. 14, p. 1664–1669. 2005.
- ALDEN, K. J.; MAROSY, B.; NZEGWU, N.; JUSTICE, C. M.; WILSON, A. F.; MILLER, N. H. Idiopathic scoliosis: identification of candidate regions on chromosome 19p13. *Spine*, v. 31, n. 16, p. 1815–1819. 2006.
- ASHER, C. *Variações de Postura na Criança*. São Paulo: Manole, 1976.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS – ABNT. Norma Brasileira Registrada – NBR 10536 – Statistics: Vocabulary and Symbols. 01/11/1988.
- BALTZOPOULOS, V. A videofibroscopy method for optical distortion correction and measurement of knee-joint kinematics. *Clinical Biomechanics*, v. 10, n. 2, p. 85-92. 1995.
- BERRYMAN, F.; PYNSENT, P.; FAIRBANK, J.; DISNEY, S. A new system for measuring three-dimensional back shape in scoliosis. *European Spine Journal*, v. 17, p. 663-672. 2008.
- BLAND JM, ALTMAN DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, v. i, p. 307-310. 1986.
- BOSEKER, E. H.; MOE, J. H.; WINTER, R. B.; KOOP, S. E. Determination of “normal” thoracic kyphosis: a roentgenographic study of 121 “normal” children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, v. 20, p. 796–798. 2000.
- BRACKLEY, H. M.; STEVENSON, J. M. Are children’s backpack weight limits enough? A critical review of the relevant literature. *Spine*, v. 29, n. 19, p. 2184-2190. 2004.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Data Sus. Disponível em: [http:// www.datasus.gov.br/](http://www.datasus.gov.br/). Acessado em 27/09/2008 às 12 horas.
- BRASIL. Resolução nº 196, de 10 de outubro de 1996. Diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos. Conselho Nacional de Saude. *Bioética* 1996, v. 4, n.2, supl: 15-25.
- BURWELL, R. G. Etiology of idiopathic scoliosis: current concepts. *Pediatric Rehabilitation*, v.6, p. 137-170. 2003.
- CALLIET, R. *Low back syndrome*. 3. ed. Philadelphia: FA Davis, 1981. p. 24.
- CASTRO, F. P. JR. Adolescent idiopathic scoliosis, bracing, and the Hueter-Volkman principle. *Spine Journal*, v. 3, n. 3, p. 180-185. 2003.
- CHEN, Y. L.; LEE, Y. H. A non-invasive protocol for the determination of lumbosacral vertebral angle. *Clinical Biomechanics*, Taiwan, v. 12, n. 3, p. 185-189, abr. 1997.
- CHERNUKHA, K. V.; DAFFNER, R. H.; REIGEL, D. H. Lumbar lordosis measurement: a new method versus Cobb technique. *Spine*, v. 23, p. 74-80. 1998
- CHEUNG, K. M. C.; WANG, T.; QIU, G. X.; LUK, K. D. K. Recent advances in the etiology of adolescent idiopathic scoliosis. *International Orthopaedics*, v. 32, n. 6, p. 729-734. 2008.
- COLE, T. J.; BELLIZI, M. C.; FLEGAL, K. M.; DIETZ, W. H. Establishing a standard definition for child overweight and obesity worldwide: international survey. *BMJ*, v. 320, p. 1240-1243. 2000.
- CZAKWARI, A.; CZERNICKI, K.; DURMALA, J. Faulty posture and style of life in young

adults. *Research into Spinal Deformities*, v. 6, p. 107-110. 2008

D'OSUALDO, F.; SCHIERANO, S.; IANNIS, M. Validation of clinical measurement of kyphosis with a simple instrument, the arcometer. *Spine* 1997; 22:408-13.

DOODY M. M.; LONSTEIN J. E.; STOVALL, M.; HACKER, D. G.; LUCKYANOV, N.; LAND, C. Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U.S. scoliosis cohort study. *Spine*, v. 25, p. 2052–2063. 2000.

DRERUP, B.; HIERHOLZER, E. Assessment of scoliotic deformity from back shape asymetry using an improved mathematical model. *Clinical Biomechanics*, v. 11, n. 7, p. 376-383. 1996.

DRERUP, B.; HIERHOLZER, E. Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. *Clinical Biomechanics*, v. 9, p. 28-36. 1994.

FLEISS, R. L. *The design and analysis of clinical experiments*. New York: John Wiley and Sons, 1986.

FON, G. T.; PITT, M. J.; THIES, A. C. Thoracic kyphosis: range in normal subjects. *American Journal of Roentgenology*, v. 134, p. 979-983. 1980.

GALLAHUE, D. L.; OZMUN, J. C. *Compreendendo o desenvolvimento motor: bebês, crianças, adolescentes e adultos*. 3. ed. São Paulo: Phorte, 2005.

GAYA, A. *Ciências do movimento humano*. São Paulo: Artmed, 2008.

GOH, S.; PRICE, R. I.; LEEDMAN, P. J.; SINGER, K. P. Rasterstereographic analysis of the thoracic sagittal curvature: a reliability study. *Jornal of Musculoskeletal Research*, v. 3, n. 2, p. 137-142. 1999.

GOLDBERG, CJ; KALISZER, M; MOORE, DP; FOGARTY, EE; DOWLING, FE. Surface Topography, Cobb Angles, and Cosmetic change in Scoliosis. *Spine*, v. 26, n. 4, p. E55–E63. 2001.

GRIVAS, T. B.; VASILADIS, E. S.; MIHAS, C.; SAVVIDOU, O. The effect of growth on the correlation between the spinal and rib cage deformity: implications on idiopathic scoliosis pathogenesis. *Scoliosis*. v. 2, n. 11, p. 1-6. 2007.

GUADAGNIN, E.C.; MATHEUS, S. C. Prevalência de desvios posturais de coluna vertebral em escolares. *Revista Brasileira de Ciências da Saúde*, v. 10, n. 31. 2012.

GUO, X.; CHAU, W.; CHAN, Y.; CHENG, J.; BURWELL, R.; DANGERFIELD, P. Relative anterior spinal overgrowth in adolescent idiopathic scoliosis: results of disproportionate endochondral-membranous bone growth. *European Spine Journal*, v. 14, p. 862-873. 2005.

HACKENBERG, L.; HIERHOLZER, E.; PÖTZL, W.; GÖTZE, C.; LILJENQVIST, U. Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after posterior correction and fusion. *Clinical Biomechanics*, v. 18, p. 883–889. 2003.

HARRISON, D. E.; HAAS, J. W.; CAILLIET, R.; HARRISON, D. D.; HOLLAND, B.; JANIK, T. J. Concurrent validity of flexicurve instrument measurements: sagittal skin contour of the cervical spine compared with lateral cervical radiographic measurements. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, v. 28, n. 8, p. 597-603. 2005.

HILL, D. L.; BERG, D. C.; RASO, D. J.; LOU, E.; DURDLE, N. G.; MAHOOD, J. K.; MOREAU, M. J. Evaluation of a laser scanner for surface topography, *Research Into Spinal*

Deformities 3: Session Surface Topography, IOS. 2002.

HUYSMANS, T.; MOENS, P.; VAN AUDEKERCKE, R. An active shape model for the reconstruction of scoliotic deformities from back shape data. *Clinical Biomechanics*, v. 20, p. 813–821. 2005.

IBGE. Contagem da População, 2007. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/>. Acesso em: 01/10/2011.

IRVINE, W. G. New concepts in the body expression of stress. *Canadian Family Physician*, v. 19, n. 7, p. 38-42. 1973.

JEFFERSON, R. J. ; WEISZ, I.; TURNER-SMITH, A. R.; HARRIS, J. D.; HOUGHTON, G. R. Scoliosis surgery and its effect on back shape. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 70-B, n. 2, p. 261-266.1988.

KARACHALIOS, T.; SOFIANOS, J.; ROIDIS, N.; SAPKAS, G.; KORRES, D.; NIKOLOPOULOS, K. Ten year follow-up evaluation of a school screening program for scoliosis: is the forward bending test an accurate diagnostic criterion for the screening of scoliosis? *Spine*, v. 24, p. 2318-2324. 1999.

KATZ, D. E. The etiology and natural history of idiopathic scoliosis. *Journal of Prosthetics and Orthotics* v. 15, n. 4S, p. 3-10. 2003.

KENDALL, F. P.; McCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. *Músculos: provas e funções*. 4. ed., São Paulo: Manole, 1995.

KOROVESSIS, P.; KOUREAS, G.; ZACHARATOS, S.; PAPAZISIS, Z. Backpacks, back pain, sagittal spinal curves and trunk alignment in adolescents: a logistic and multinomial logistic analysis. *Spine*, v. 30, p. 247-255. 2005.

KOVAC, V.; PECINA, M. Moiré topography in measurement of the sagittal curvatures os the spine. *College of Antropology*, v. 23, n. 1, p. 153-158. 1999.

KUCHERA, M. L. Postural considerations in osteopathic diagnosis and treatment. In: CHILA, A. *Foundations of osteopathic medicine*. 3. Ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2011. Cap. 36. p. 437.

KUCHERA, M. L.; KUCHERA, W. A. Postural descompensation. In: *Osteopathic principles in practice*. 2. ed. Columbus: Greyden Press, 1994.

LOWE, T. G.; EDGAR, M.; MARGULIES, J. Y.; MILLER, N. H.; RASO, V. J.; REINKER, K. A.; RIVARD, C. H. Current concepts review. Etiology of idiopathic scoliosis: current trends in research. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, v. 82, p.1157-1165. 2000.

LIU, X. C.; TASSONE, J. C.; THOMETZ, J. G.; PAULSEN, L. C.; LYON, R. M.; MARQUEZ-BARRIENTOS, C.; TARIMA, S.; JOHNSON, P. R. Development of a 3-Dimensional Back Contour Imaging System for Monitoring Scoliosis Progression in Children. *Spine Deformity*, v. 1, p. 102-107. 2013.

MACHIDA, M. Cause of idiopathic scoliosis. *Spine*, v. 24, n. 24, p. 2576-2583. 1999.

MAC-THIONG JM, PINEL-GIROUX FM, GUISE JA, LABELLE H. Comparison between constrained and non-constrained Cobb techniques for the assessment of thoracic kyphosis and lumbar lordosis. *European Spine Journal*, v. 16, p. 1325–1331. 2007.

MAC-THIONG, J. M.; LABELLE, H.; CHARLEBOIS, M.; HUOT, M. P.; DE GUISE, J. A. Sagittal plane analysis of the spine and pelvis in adolescent idiopathic scoliosis according to

- the coronal curve type. *Spine*, v. 28, p. 1404-1409. 2003.
- MAGEE, D. J. Avaliação musculoesquelética. 3. Ed. São Paulo: Manole, 2002.
- MALINA, R.M.; BOUCHARD, C. Growth, Maturation and Physical Activity. Illinois: Human Kinetics Books, 1991.
- MANOEL, E. J. Desenvolvimento motor: padrões em mudança, complexidade crescente. *Revista Paulista de Educação Física*, São Paulo, v. 14, n. 3, p. 35-54. 2000.
- MARTELLI, R. C.; TRAEBERT, J. Estudo descritivo das alterações posturais de coluna vertebral em escolares de 10 a 16 anos de idade. *Revista Brasileira de Epidemiologia*, v. 9, p. 87-93. 2006.
- MELLIN, G.; POUSSA, M. Spinal mobility and posture in 8 to 16 year old children. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 10, p. 211-216. 1992.
- MIOTEC. Vert 3D: manual do usuário da Miotec Equipamentos Biomédicos. Revisão B. Porto Alegre, 2010. 31 p.
- MOHOKUM, M.; MENDOZA, S.; UDO, W.; SITTE, H.; PALETTA, J. R.; SKWARA, A. Reproducibility of rasterstereography for kyphotic and lordotic angles, trunk length, and trunk inclination: a reliability study. *Spine*, V. 35, n. 14, p. 1353-1358. 2010.
- NEGRINI, S.; CARABALONA, R. Backpacks on! Schoolchildren's perceptions of load, associations with back pain and factors determining the load. *Spine*, v. 27, p. 187-195. 2002.
- OESTREICH, A. E.; YOUNG, L. W.; POUSSAINT, T. Scoliosis circa 2000: radiologic imaging perspective. I. Diagnosis and pretreatment evaluation. *Skeletal Radiology*, v. 27, n. 11, p. 591-605. 1998
- OXBORROW, N. Assessing the child with scoliosis: the role of surface topography. *Archives of Disease in Childhood*, v. 83, p. 453-455. 2000.
- PARENT, S.; NEWTON, P. O.; WENGER, D. R. Adolescent idiopathic scoliosis: etiology, anatomy, natural history, and bracing. *American Academy of Orthopaedic Surgeons Instructional Course Lectures*, v. 54, p. 529-536. 2005.
- PENHA, P. J.; BALDINI, M.; JOÃO, S. M. Spinal postural alignment variance according to sex and age in 7- and 8-year-old children. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, v. 32, n. 2, p. 154-159. 2009.
- PENHA, P. J.; JOÃO, S. M. A.; CASAROTTO, R. A.; AMINO, C. J.; PENTEADO, D. C. Postural assessment of girls between 7 and 10 years of age. *Clinics*, v. 60, p. 9-16. 2005.
- PROPST-PROCTOR, S. L.; BLECK, E. Radiographic determination of lordosis and kyphosis in normal and scoliotic children. *Journal of Pediatric Orthopedics*, v. 3, p. 344-346. 1983.
- RANKINE, L.; LIU, X. C.; TASSONE, C.; LYON, R.; TARIMA, S.; THOMETZ, J. Reproducibility of newly developed spinal topography measurements for scoliosis. *The Open Orthopaedics Journal*, v. 6, p. 226-230. 2012.
- RUGGERONE, M.; AUSTIN, J. H. M. Moiré topography in scoliosis: correlations with vertebral lateral curvature as determined by radiography. *Physical Therapy*, v. 66, n. 7. 1986.
- SAAD, K. R.; COLOMBO, A. S.; RIBEIRO, A. P.; JOÃO, S. M. A. Reliability of photogrammetry in the evaluation of the postural aspects of individuals with structural scoliosis. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, xx, p. 1-7. 2011.
- SALVADOR-ESTEBAN, E.; LUENGO-GONZÁLEZ, P. Etiopatogenia e historia natural de

- la escoliosis idiopática. *Rehabilitación*, v. 43, n. 6, p. 258-264. 2009.
- SANTOS, GR. Determinação do tamanho de amostras: uma introdução para novos pesquisadores. *Revista Científica Symposium*, 5(1):59-65, 2007.
- SCHAWB, W. A. Principles of manipulative treatment: II. Low back problem. *Journal of American Osteopathy Association*, v. 31, p. 216-220. 1932. Apud: KUCHERA, M. L. Postural considerations in osteopathic diagnosis and treatment. In: CHILA, A. *Foundations of osteopathic medicine*. 3. Ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2011. Cap. 36. p. 437.
- SCHÜNKE, M.; SCHULTE, E.; SCHUMACHER, U.; VOLL, M.; WESKER, K. *Prometheus: Atlas de Anatomia. Anatomia Geral e Aparelho Locomotor*. 1. Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.
- SCOLIOSIS RESEARCH SOCIETY. SRS Terminology Committee and Working Group on Spinal Classification Revised Glossary of Terms. Disponível em: http://www.srs.org/professionals/glossary/SRS_revised_glossary_of_terms.htm Acesso em: 03/10/2011.
- SEVASTIK, J. A.; BURWELL, R. G.; DANGERFIELD, P. H. A new concept for the etiopathogenesis of the thoracospinal deformity of idiopathic scoliosis: summary of an electronic focus group debate of the IBSE. *European Spine Journal*, v. 12, p. 440-450. 2003.
- SHEIR-NEISS, G. I.; KRUSE, R.W.; RAHMAN, T.; JACOBSON, L. P.; PELLI, J. A. The association of backpack use and back pain in adolescents. *Spine*, v. 28, p. 922-930. 2003.
- SMITH, W. Skiagraphy and the circulation. *Journal of Osteopathy*, v. 3, p. 356-378. 1899. Apud: KUCHERA, M. L. Postural considerations in osteopathic diagnosis and treatment. In: CHILA, A. *Foundations of osteopathic medicine*. 3. Ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2011. Cap. 36. p. 437.
- STIRLING, A. J.; HOWEL, D.; MILLNER, P. A.; SADIQ, S.; SHARPLES, D.; DICKSON, R. A. Late-onset idiopathic scoliosis in children six to fourteen years old. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 78-A, n. 9. 1996.
- STOKES, I. A. F. Three-dimensional terminology of spinal deformity. *Spine*, v. 19, n. 2, p. 236-248. 1994.
- SUZUKI, N.; TEZUKA, M.; TOSHIAKI, T. Scoliosis follow-up by back shape analysis: Evaluation of its reliability. In: Amico, M. A.; Merolli, A.; Santambrogio, G. C. *Three-dimensional analysis of spinal deformities*. Amsterdam: IOS Press, p. 405-408. 1995.
- TAKASAKI, H. Moiré Topography. *APPLIED OPTICS*, v. 9, n. 6, p. 1467-1472. 1970.
- TANURE, M. C.; PINHEIRO, A. P.; OLIVEIRA, A. S. Reliability assessment of Cobb angle measurements using manual and digital methods. *The Spine Journal*, v. 10, p. 769-774. 2010.
- TAUHATA, L.; SALATI, I.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, A. Radioproteção e dosimetria: fundamentos. 4. rev. IRD - CNEN, 2003.
- TAYLOR, J. R. Scoliosis and growth patterns of asymmetry in normal vertebral growth. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, v. 54, p. 596-602. 1983.
- THEOLOGIS, T. N.; JEFFERSON, R. J.; SIMPSON, A. H.; TURNER-SMITH, A. R.; FAIRBANK, J. C. Quantifying the cosmetic defect of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, v. 18, n. 7, p. 909-912. 1993.
- THOMAS, J. R.; NELSON, J. K. *Métodos de pesquisa em atividade física*. 3ed. Porto Alegre:

Artmed, 2002.

THOMETZ, J. G.; LAMDAN, R.; LIU, X. C.; LYON, R. Relationship between Quantec measurement and Cobb angle in patients with idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, v. 20, n. 4, p. 512-516. 2000a.

THOMETZ, J. G.; LIU, X. C.; LYON, R.; HARRIS, G. F. Variability in threedimensional measurements of back contour with raster stereography in normal subjects. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, v. 20, n. 1, p. 54-8. 2000b.

THOMSEN, M.; ABEL, R. Imaging in scoliosis from the orthopaedic surgeon's point of view. *European Journal of Radiology*, v. 58, p. 41-47. 2006.

TURNER-SMITH, A. R.; HARRIS, J. D.; HOUGHTON, G. R.; JEFFERSON, R. J. A method for analysis of back shape in scoliosis. *Journal of Biomechanics*, v. 21, n. 6, p. 497-509. 1988.

TURNER-SMITH, A.R.; HARRIS, J.D. Measurement and analysis of human back surface shape. *International Archives of Photogrammetry and Remote Sensing*, p.355-362. 1986.

VAN GOETHEM, J.; VAN CAMPENHOUT, A.; VAN DEN HAUWE, LUC.; PARIZEL, P. M. Scoliosis. *Neuroimaging Clinics of North America*, v. 17, p. 105-115. 2007.

VILLEMURE, I.; AUBIN, C. E.; DANSEREAU, J.; LABELLE, H. Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypotheses. *European Spine Journal* v. 13, p. 83-90. 2004.

VRTOVEC, T.; PERNUS, F.; LIKAR, B. A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. *European Spine Journal*, v. 18, p. 593-607. 2009.

WATSON, A. W. S.; MAC DONNCHA, C. A reliable technique for the assessment of posture: assessment criteria for aspects of posture. *J Sports Med Phys Fitness* 2000;40:260-70.

WIDHE, T. Spine: posture, mobility and pain. A longitudinal study from childhood to adolescence. *European Spine Journal*, v. 10, p. 118-123. 2001.

ZUBOVICZ, A. *et al.* New Method of scoliosis deformity assesment ISIS-2 system. *Proceedings of the NASS 23rd Annual Meeting / The Spine Journal*, n. 8, p. 295. 2008.

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Seu filho está sendo convidado para participar de uma pesquisa abaixo descrita. Após ler atentamente este termo e esclarecer as suas dúvidas, caso concorde com a participação de seu filho nesse estudo, solicitamos que assine ao final deste documento.

Informações Sobre a Pesquisa:

- Título do Projeto: “Validação de um sistema de escaneamento 3D para a avaliação das curvaturas da coluna vertebral de indivíduos de diferentes faixas etárias”
- Pesquisadores Responsáveis:

| | | |
|--|-------------------------|------------------------|
| Dr ^a Cláudia Tarragô Candotti | Contato: (51) 3308 5861 | Celular: (51) 91164919 |
| Dr. Jefferson Fagundes Loss | Contato: (51) 33085822 | Celular: (51) 92839841 |

Material Explicativo:

- Este estudo tem como objetivo verificar se o sistema Vert 3D fornece informações válidas referentes aos desvios posturais nos planos frontal e sagital de indivíduos durante a fase de crescimento
- Será avaliada a coluna vertebral por meio de exame radiológico e da projeção de uma luz na região dorsal, que possibilita projetar a coluna vertebral em análise computadorizada.
- Para participar do estudo o indivíduo deverá se deslocar para os locais onde serão realizadas as avaliações.
- Riscos: os riscos a que o participante estará submetido não são maiores do que aqueles existentes durante um exame radiológico padrão.
- Benefícios: não haverá benefícios diretos, mas caso os resultados da pesquisa sejam positivos, o participante estará contribuindo para a validação de um exame que possibilitará avaliações da coluna vertebral sem exposições à radiação.
- Ressalta-se que é possibilitando ao seu filho a desistência ou abandono do estudo a qualquer momento, garantindo a sua voluntariedade, sem prejuízo de qualquer espécie.
- Os dados serão mantidos sob sigilo, não sendo divulgado em nenhum momento o sua identidade pessoal. Todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa não são da responsabilidade dos participantes.
- Os dados utilizados nesta pesquisa serão armazenados durante cinco anos e após serão destruídos conforme instruções da Resolução 196/96.
- Em caso de dúvidas quanto aos aspectos éticos da pesquisa, podem ser esclarecidas possíveis dúvidas diretamente no Comitê de Ética e Pesquisa da UFRGS – Fone: (51) 3308.4085

Desde já, manifestamos agradecimentos pela atenção dispensada.

Dr. Jefferson Loss

Dra. Cláudia Candotti

Consentimento Livre e Esclarecido

Eu, _____ abaixo assinado, concordo que meu filho _____ participar do estudo “Validação de um sistema de escaneamento 3D para a avaliação das curvaturas da coluna ângulo de deformidade do Vert 3D (escoliose) de indivíduos de diferentes faixas etárias”, desde que eu que possa me retirar a qualquer momento sem qualquer prejuízo e que sejam mantidos em sigilo os meus dados pessoais.

Assinatura do participante: _____

Assinatura do responsável: _____

Data: ____ / ____ / _____

APÊNDICE B – TABELAS COM AS COORDENADAS DAS CURVAS ROC

Tabela 8. Pontos de corte para identificação de hiper cifose a partir dos ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose).

| HIPERCIFOSE | | | | | | | | | | | |
|--------------------|---------|--------------|--------------------|--------------|--------------|--------------------|---------|--------------|--------------------|---------|--------------|
| Positivo se ≥ a | Sensib. | 1- Espec. | Positivo se ≥ a | Sensib. | 1- Espec. | Positivo se ≥ a | Sensib. | 1- Espec. | Positivo se ≥ a | Sensib. | 1- Espec. |
| 11,840 | 1,000 | 1,000 | 30,810 | 0,756 | 0,750 | 37,390 | 0,578 | 0,409 | 43,435 | 0,356 | 0,114 |
| 13,965 | 0,978 | 1,000 | 30,890 | 0,756 | 0,727 | 37,490 | 0,578 | 0,386 | 44,005 | 0,356 | 0,091 |
| 17,340 | 0,956 | 1,000 | 31,015 | 0,756 | 0,705 | 37,620 | 0,556 | 0,386 | 44,105 | 0,333 | 0,091 |
| 19,715 | 0,933 | 1,000 | 31,195 | 0,733 | 0,705 | 37,730 | 0,556 | 0,364 | 44,290 | 0,311 | 0,091 |
| 20,930 | 0,933 | 0,977 | 31,525 | 0,711 | 0,705 | 38,275 | 0,533 | 0,364 | 44,765 | 0,289 | 0,091 |
| 22,050 | 0,933 | 0,955 | 31,895 | 0,711 | 0,682 | 38,895 | 0,511 | 0,364 | 45,145 | 0,267 | 0,091 |
| 22,525 | 0,911 | 0,955 | 32,160 | 0,689 | 0,682 | 39,060 | 0,511 | 0,341 | 45,390 | 0,267 | 0,068 |
| 24,880 | 0,911 | 0,932 | 32,385 | 0,689 | 0,659 | 39,240 | 0,511 | 0,318 | 46,135 | 0,267 | 0,045 |
| 27,430 | 0,889 | 0,932 | 32,610 | 0,689 | 0,636 | 39,520 | 0,511 | 0,295 | 46,945 | 0,267 | 0,023 |
| 28,235 | 0,867 | 0,932 | 32,950 | 0,689 | 0,614 | 39,865 | 0,511 | 0,273 | 47,715 | 0,244 | 0,023 |
| 28,410 | 0,844 | 0,932 | 33,580 | 0,689 | 0,591 | 40,215 | 0,489 | 0,273 | 48,285 | 0,222 | 0,023 |
| 28,500 | 0,844 | 0,909 | 34,100 | 0,689 | 0,568 | 40,435 | 0,467 | 0,273 | 48,880 | 0,200 | 0,023 |
| 28,600 | 0,844 | 0,886 | 34,425 | 0,689 | 0,545 | 40,635 | 0,444 | 0,273 | 49,525 | 0,178 | 0,023 |
| 28,850 | 0,822 | 0,886 | 34,925 | 0,689 | 0,523 | 40,900 | 0,444 | 0,250 | 49,680 | 0,156 | 0,023 |
| 29,340 | 0,822 | 0,864 | 35,560 | 0,689 | 0,500 | 41,065 | 0,444 | 0,227 | 49,890 | 0,156 | 0,001 |
| 29,735 | 0,800 | 0,864 | 36,110 | 0,667 | 0,500 | 41,190 | 0,444 | 0,205 | 50,365 | 0,133 | 0,001 |
| 29,900 | 0,800 | 0,841 | 36,355 | 0,667 | 0,477 | 41,365 | 0,444 | 0,182 | 50,665 | 0,111 | 0,001 |
| 30,065 | 0,800 | 0,818 | 36,425 | 0,644 | 0,477 | 41,600 | 0,400 | 0,182 | 50,970 | 0,089 | 0,001 |
| 30,395 | 0,778 | 0,818 | 36,525 | 0,622 | 0,477 | 42,115 | 0,400 | 0,159 | 54,025 | 0,067 | 0,001 |
| 30,610 | 0,756 | 0,818 | 36,875 | 0,600 | 0,477 | 42,575 | 0,400 | 0,136 | 58,240 | 0,044 | 0,001 |
| 30,665 | 0,756 | 0,795 | 37,240 | 0,578 | 0,455 | 42,695 | 0,400 | 0,114 | 60,375 | 0,022 | 0,001 |
| 30,745 | 0,756 | 0,773 | 37,345 | 0,578 | 0,432 | 42,805 | 0,378 | 0,114 | | | |

Tabela 9. Pontos de corte para identificação de hiperlordose a partir de ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose).

| HIPERLORDOSE | | | | | | | | | | | |
|---------------------|---------|--------------|--------------------|--------------|--------------|--------------------|---------|--------------|--------------------|---------|--------------|
| Positivo se ≥ a | Sensib. | 1- Espec. | Positivo se ≥ a | Sensib. | 1- Espec. | Positivo se ≥ a | Sensib. | 1- Espec. | Positivo se ≥ a | Sensib. | 1- Espec. |
| 0,510 | 1,000 | 1,000 | 16,655 | 0,917 | 0,667 | 26,230 | 0,750 | 0,368 | 34,415 | 0,375 | 0,158 |
| 1,075 | 1,000 | 0,982 | 17,700 | 0,875 | 0,667 | 26,575 | 0,750 | 0,351 | 34,775 | 0,333 | 0,158 |
| 1,740 | 1,000 | 0,965 | 18,115 | 0,875 | 0,649 | 26,750 | 0,750 | 0,333 | 35,005 | 0,333 | 0,140 |
| 3,575 | 1,000 | 0,947 | 18,755 | 0,875 | 0,632 | 26,870 | 0,750 | 0,316 | 35,455 | 0,333 | 0,123 |
| 5,530 | 0,958 | 0,947 | 19,475 | 0,875 | 0,614 | 27,150 | 0,708 | 0,316 | 36,345 | 0,292 | 0,123 |
| 5,995 | 0,958 | 0,930 | 20,080 | 0,875 | 0,596 | 27,390 | 0,667 | 0,316 | 37,350 | 0,292 | 0,105 |
| 6,510 | 0,958 | 0,912 | 20,625 | 0,875 | 0,579 | 27,480 | 0,625 | 0,316 | 37,975 | 0,250 | 0,105 |
| 7,770 | 0,958 | 0,895 | 21,225 | 0,875 | 0,561 | 27,940 | 0,625 | 0,298 | 38,475 | 0,250 | 0,088 |
| 9,240 | 0,958 | 0,877 | 21,590 | 0,875 | 0,544 | 28,520 | 0,625 | 0,281 | 39,135 | 0,250 | 0,070 |
| 10,350 | 0,958 | 0,860 | 21,705 | 0,875 | 0,526 | 29,270 | 0,625 | 0,263 | 39,880 | 0,250 | 0,053 |
| 11,280 | 0,958 | 0,842 | 21,985 | 0,875 | 0,509 | 29,870 | 0,625 | 0,246 | 41,220 | 0,208 | 0,053 |
| 11,950 | 0,958 | 0,825 | 22,365 | 0,833 | 0,509 | 29,985 | 0,583 | 0,246 | 42,415 | 0,208 | 0,035 |
| 12,380 | 0,958 | 0,807 | 22,855 | 0,833 | 0,491 | 30,245 | 0,583 | 0,228 | 43,090 | 0,167 | 0,035 |
| 12,850 | 0,958 | 0,789 | 23,455 | 0,833 | 0,474 | 30,455 | 0,583 | 0,211 | 43,790 | 0,167 | 0,018 |
| 13,430 | 0,958 | 0,772 | 23,955 | 0,833 | 0,456 | 31,355 | 0,583 | 0,193 | 44,870 | 0,125 | 0,018 |
| 13,645 | 0,958 | 0,754 | 24,355 | 0,833 | 0,439 | 32,280 | 0,542 | 0,193 | 46,025 | 0,083 | 0,018 |
| 13,715 | 0,958 | 0,737 | 24,555 | 0,833 | 0,421 | 32,615 | 0,500 | 0,193 | 46,790 | 0,042 | 0,018 |
| 13,820 | 0,917 | 0,737 | 24,930 | 0,833 | 0,404 | 33,370 | 0,458 | 0,193 | 51,515 | 0,042 | 0,001 |
| 14,200 | 0,917 | 0,719 | 25,335 | 0,833 | 0,386 | 33,960 | 0,417 | 0,193 | 56,850 | 0,001 | 0,001 |
| 14,900 | 0,917 | 0,702 | 25,645 | 0,833 | 0,368 | 34,095 | 0,417 | 0,175 | | | |
| 15,515 | 0,917 | 0,684 | 25,930 | 0,792 | 0,368 | 34,150 | 0,417 | 0,158 | | | |

Tabela 10. Pontos de corte para identificação de hipolordose a partir de ângulos de deformidade do Vert 3D (cifose).

| HIPOORDOSE | | | | | | | | | | | |
|----------------------|---------|----------|----------------------|---------|----------|----------------------|---------|----------|----------------------|---------|----------|
| Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. | Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. | Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. | Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. |
| -0,510 | 1,000 | 1,000 | 12,380 | 0,250 | 0,807 | 21,770 | 0,250 | 0,509 | 29,955 | 0,001 | 0,246 |
| 1,075 | 1,000 | 0,982 | 12,850 | 0,250 | 0,789 | 22,150 | 0,125 | 0,509 | 30,245 | 0,001 | 0,228 |
| 1,740 | 1,000 | 0,965 | 13,430 | 0,250 | 0,772 | 22,855 | 0,125 | 0,491 | 30,455 | 0,001 | 0,211 |
| 2,750 | 1,000 | 0,947 | 13,645 | 0,250 | 0,754 | 23,455 | 0,125 | 0,474 | 32,280 | 0,001 | 0,193 |
| 4,705 | 0,875 | 0,947 | 13,815 | 0,250 | 0,737 | 23,920 | 0,125 | 0,456 | 34,095 | 0,001 | 0,175 |
| 5,955 | 0,875 | 0,930 | 14,200 | 0,250 | 0,719 | 24,195 | 0,001 | 0,456 | 34,510 | 0,001 | 0,158 |
| 6,220 | 0,750 | 0,930 | 14,900 | 0,250 | 0,702 | 24,355 | 0,001 | 0,439 | 35,005 | 0,001 | 0,140 |
| 6,510 | 0,750 | 0,912 | 15,515 | 0,250 | 0,684 | 24,555 | 0,001 | 0,421 | 36,000 | 0,001 | 0,123 |
| 7,770 | 0,750 | 0,895 | 16,755 | 0,250 | 0,667 | 24,930 | 0,001 | 0,404 | 37,515 | 0,001 | 0,105 |
| 9,240 | 0,750 | 0,877 | 18,115 | 0,250 | 0,649 | 25,335 | 0,001 | 0,386 | 38,475 | 0,001 | 0,088 |
| 9,850 | 0,750 | 0,860 | 18,755 | 0,250 | 0,632 | 25,945 | 0,001 | 0,368 | 39,135 | 0,001 | 0,070 |
| 10,345 | 0,625 | 0,860 | 19,475 | 0,250 | 0,614 | 26,575 | 0,001 | 0,351 | 40,800 | 0,001 | 0,053 |
| 10,845 | 0,500 | 0,860 | 20,080 | 0,250 | 0,596 | 26,750 | 0,001 | 0,333 | 42,815 | 0,001 | 0,035 |
| 11,280 | 0,500 | 0,842 | 20,625 | 0,250 | 0,579 | 27,170 | 0,001 | 0,316 | 45,335 | 0,001 | 0,018 |
| 11,640 | 0,500 | 0,825 | 21,225 | 0,250 | 0,561 | 27,940 | 0,001 | 0,298 | 48,180 | 0,001 | 0,001 |
| 11,910 | 0,375 | 0,825 | 21,590 | 0,250 | 0,544 | 28,520 | 0,001 | 0,281 | | | |
| 12,220 | 0,250 | 0,825 | 21,705 | 0,250 | 0,526 | 29,270 | 0,001 | 0,263 | | | |

Tabela 17. Pontos de corte para identificação de escoliose à esquerda a partir das flechas de escoliose do Vert 3D à esquerda.

| ESCOLIOSE A ESQUERDA | | | | | | | | | | | |
|-----------------------------|---------|----------|----------------------|---------------|---------------|----------------------|---------|----------|----------------------|---------|----------|
| Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. | Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. | Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. | Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. |
| 0,0010 | 1,0000 | 1,0000 | 0,1450 | 0,9170 | 0,6100 | 0,2950 | 0,8330 | 0,2860 | 0,4900 | 0,2500 | 0,0910 |
| 0,0250 | 1,0000 | 0,9870 | 0,1550 | 0,9170 | 0,5710 | 0,3050 | 0,8330 | 0,2730 | 0,5200 | 0,2500 | 0,0780 |
| 0,0400 | 1,0000 | 0,9480 | 0,1650 | 0,9170 | 0,5450 | 0,3150 | 0,7500 | 0,2600 | 0,5400 | 0,1670 | 0,0780 |
| 0,0550 | 1,0000 | 0,9220 | 0,1750 | 0,9170 | 0,5190 | 0,3250 | 0,7500 | 0,2210 | 0,5650 | 0,0830 | 0,0650 |
| 0,0650 | 1,0000 | 0,8830 | 0,1850 | 0,9170 | 0,4810 | 0,3450 | 0,7500 | 0,2080 | 0,6000 | 0,0010 | 0,0650 |
| 0,0750 | 1,0000 | 0,8440 | 0,1950 | 0,9170 | 0,4680 | 0,3700 | 0,6670 | 0,1950 | 0,6300 | 0,0010 | 0,0520 |
| 0,0850 | 1,0000 | 0,8310 | 0,2050 | 0,9170 | 0,4160 | 0,3850 | 0,6670 | 0,1560 | 0,7000 | 0,0010 | 0,0390 |
| 0,0950 | 0,9170 | 0,7920 | 0,2150 | 0,9170 | 0,4030 | 0,3950 | 0,6670 | 0,1430 | 0,7700 | 0,0010 | 0,0260 |
| 0,1050 | 0,9170 | 0,7530 | 0,2250 | 0,9170 | 0,3640 | 0,4050 | 0,5830 | 0,1300 | 0,8450 | 0,0010 | 0,0130 |
| 0,1150 | 0,9170 | 0,7140 | 0,2350 | 0,8330 | 0,3380 | 0,4250 | 0,5830 | 0,1170 | 1,0000 | 0,0010 | 0,0010 |
| 0,1250 | 0,9170 | 0,7010 | 0,2450 | 0,8330 | 0,3250 | 0,4500 | 0,4170 | 0,1040 | | | |
| 0,1350 | 0,9170 | 0,6360 | 0,2700 | 0,8330 | 0,2990 | 0,4650 | 0,2500 | 0,1040 | | | |

Tabela 18. Pontos de corte para identificação de escoliose à direita a partir das flechas de escoliose do Vert 3D à direita.

| ESCOLIOSE A DIREITA | | | | | | | | | | | |
|----------------------------|---------|----------|----------------------|---------|----------|----------------------|---------|----------|----------------------|---------|----------|
| Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. | Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. | Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. | Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. |
| 0,0010 | 1,0000 | 1,0000 | 0,1450 | 0,5710 | 0,4630 | 0,2550 | 0,4290 | 0,2320 | 0,4300 | 0,1430 | 0,0730 |
| 0,0200 | 1,0000 | 0,9880 | 0,1550 | 0,5710 | 0,4510 | 0,2650 | 0,4290 | 0,2200 | 0,4500 | 0,1430 | 0,0610 |
| 0,0350 | 1,0000 | 0,9630 | 0,1650 | 0,5710 | 0,4270 | 0,2800 | 0,4290 | 0,2070 | 0,4750 | 0,1430 | 0,0490 |
| 0,0500 | 0,8570 | 0,9390 | 0,1750 | 0,5710 | 0,3900 | 0,2950 | 0,2860 | 0,2070 | 0,5100 | 0,1430 | 0,0370 |
| 0,0650 | 0,7140 | 0,8900 | 0,1850 | 0,5710 | 0,3660 | 0,3050 | 0,2860 | 0,1950 | 0,5500 | 0,1430 | 0,0240 |
| 0,0750 | 0,5710 | 0,8540 | 0,1950 | 0,5710 | 0,3410 | 0,3250 | 0,2860 | 0,1830 | 0,6100 | 0,1430 | 0,0120 |
| 0,0850 | 0,5710 | 0,7800 | 0,2050 | 0,5710 | 0,3050 | 0,3500 | 0,1430 | 0,1710 | 0,6700 | 0,0010 | 0,0120 |
| 0,1000 | 0,5710 | 0,7070 | 0,2150 | 0,5710 | 0,2930 | 0,3700 | 0,1430 | 0,1460 | 1,0000 | 0,0010 | 0,0010 |
| 0,1150 | 0,5710 | 0,6220 | 0,2250 | 0,5710 | 0,2680 | 0,3900 | 0,1430 | 0,1340 | | | |
| 0,1250 | 0,5710 | 0,5610 | 0,2350 | 0,5710 | 0,2560 | 0,4050 | 0,1430 | 0,1100 | | | |
| 0,1350 | 0,5710 | 0,5240 | 0,2450 | 0,5710 | 0,2440 | 0,4150 | 0,1430 | 0,0850 | | | |

Tabela 19. Pontos de corte para identificação de escoliose à esquerda a partir dos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à esquerda.

| ESCOLIOSE A ESQUERDA | | | | | | | | | | | |
|-----------------------------|---------|----------|----------------------|---------|----------|----------------------|---------------|---------------|----------------------|---------|----------|
| Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. | Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. | Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. | Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. |
| -0,4404 | 1,0000 | 1,0000 | 2,1986 | 0,9170 | 0,7140 | 3,3393 | 0,9170 | 0,4160 | 5,3872 | 0,6670 | 0,1560 |
| 0,5865 | 1,0000 | 0,9870 | 2,2623 | 0,9170 | 0,7010 | 3,4043 | 0,9170 | 0,4030 | 5,6617 | 0,5830 | 0,1560 |
| 0,8090 | 1,0000 | 0,9740 | 2,2889 | 0,9170 | 0,6880 | 3,5246 | 0,9170 | 0,3900 | 5,7053 | 0,5000 | 0,1560 |
| 1,0102 | 1,0000 | 0,9610 | 2,3086 | 0,9170 | 0,6750 | 3,6454 | 0,9170 | 0,3770 | 5,8283 | 0,5000 | 0,1430 |
| 1,0666 | 1,0000 | 0,9480 | 2,3289 | 0,9170 | 0,6620 | 3,6956 | 0,8330 | 0,3770 | 5,9645 | 0,5000 | 0,1300 |
| 1,1724 | 1,0000 | 0,9350 | 2,3691 | 0,9170 | 0,6490 | 3,7062 | 0,8330 | 0,3640 | 5,9868 | 0,4170 | 0,1300 |
| 1,3035 | 1,0000 | 0,9220 | 2,3990 | 0,9170 | 0,6360 | 3,7158 | 0,7500 | 0,3640 | 6,0070 | 0,3330 | 0,1300 |
| 1,3935 | 1,0000 | 0,9090 | 2,4090 | 0,9170 | 0,6230 | 3,7244 | 0,7500 | 0,3510 | 6,2443 | 0,3330 | 0,1170 |
| 1,4089 | 1,0000 | 0,8960 | 2,4546 | 0,9170 | 0,6100 | 3,7657 | 0,7500 | 0,3380 | 6,5204 | 0,3330 | 0,1040 |
| 1,4415 | 1,0000 | 0,8830 | 2,5138 | 0,9170 | 0,5970 | 3,8090 | 0,7500 | 0,3250 | 6,5804 | 0,2500 | 0,1040 |
| 1,5062 | 1,0000 | 0,8700 | 2,5321 | 0,9170 | 0,5840 | 3,9097 | 0,7500 | 0,3120 | 6,6759 | 0,1670 | 0,1040 |
| 1,6268 | 1,0000 | 0,8570 | 2,5348 | 0,9170 | 0,5710 | 4,0477 | 0,7500 | 0,2990 | 6,8489 | 0,1670 | 0,0910 |
| 1,7336 | 1,0000 | 0,8440 | 2,6490 | 0,9170 | 0,5580 | 4,1731 | 0,7500 | 0,2860 | 6,9716 | 0,1670 | 0,0780 |
| 1,7542 | 1,0000 | 0,8310 | 2,7632 | 0,9170 | 0,5450 | 4,3226 | 0,6670 | 0,2860 | 7,3619 | 0,0830 | 0,0780 |
| 1,7561 | 1,0000 | 0,8180 | 2,8122 | 0,9170 | 0,5320 | 4,4293 | 0,6670 | 0,2730 | 7,7609 | 0,0830 | 0,0650 |
| 1,7874 | 1,0000 | 0,8050 | 2,8651 | 0,9170 | 0,5190 | 4,4855 | 0,6670 | 0,2600 | 7,8278 | 0,0830 | 0,0520 |
| 1,8987 | 1,0000 | 0,7920 | 2,8963 | 0,9170 | 0,5060 | 4,5096 | 0,6670 | 0,2470 | 9,0393 | 0,0010 | 0,0520 |
| 1,9903 | 0,9170 | 0,7920 | 2,9421 | 0,9170 | 0,4940 | 4,5336 | 0,6670 | 0,2340 | 10,3583 | 0,0010 | 0,0390 |
| 2,0358 | 0,9170 | 0,7790 | 3,0224 | 0,9170 | 0,4810 | 4,5636 | 0,6670 | 0,2210 | 12,6758 | 0,0010 | 0,0260 |
| 2,0994 | 0,9170 | 0,7660 | 3,0897 | 0,9170 | 0,4680 | 4,6720 | 0,6670 | 0,2080 | 15,6939 | 0,0010 | 0,0130 |
| 2,1311 | 0,9170 | 0,7530 | 3,1296 | 0,9170 | 0,4550 | 4,7840 | 0,6670 | 0,1950 | 17,5164 | 0,0010 | 0,0010 |
| 2,1390 | 0,9170 | 0,7400 | 3,2381 | 0,9170 | 0,4420 | 4,9114 | 0,6670 | 0,1820 | 5,3872 | 0,6670 | 0,1560 |
| 2,1439 | 0,9170 | 0,7270 | 3,3156 | 0,9170 | 0,4290 | 5,0849 | 0,6670 | 0,1690 | 5,6617 | 0,5830 | 0,1560 |

Tabela 20. Pontos de corte para identificação de escoliose à direita a partir dos ângulos de deformidade do Vert 3D (escoliose) à direita.

| ESCOLIOSE A DIREITA | | | | | | | | | | | |
|----------------------------|---------|----------|----------------------|---------|----------|----------------------|---------|----------|----------------------|---------|----------|
| Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. | Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. | Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. | Positivo se $\geq a$ | Sensib. | 1-Espec. |
| -0,5800 | 1,0000 | 1,0000 | 2,0900 | 0,7140 | 0,7560 | 3,1200 | 0,7140 | 0,4630 | 5,7350 | 0,0010 | 0,2440 |
| 0,5750 | 1,0000 | 0,9880 | 2,1150 | 0,7140 | 0,7320 | 3,2250 | 0,5710 | 0,4510 | 5,9050 | 0,0010 | 0,2320 |
| 0,8200 | 1,0000 | 0,9760 | 2,1250 | 0,7140 | 0,7200 | 3,3250 | 0,4290 | 0,4510 | 6,0450 | 0,0010 | 0,2200 |
| 0,9700 | 1,0000 | 0,9630 | 2,1550 | 0,7140 | 0,7070 | 3,4100 | 0,4290 | 0,4390 | 6,2100 | 0,0010 | 0,2070 |
| 1,0400 | 1,0000 | 0,9510 | 2,2200 | 0,7140 | 0,6950 | 3,4600 | 0,4290 | 0,4270 | 6,3150 | 0,0010 | 0,1950 |
| 1,1200 | 1,0000 | 0,9390 | 2,2808 | 0,7140 | 0,6830 | 3,4900 | 0,4290 | 0,4150 | 6,3850 | 0,0010 | 0,1830 |
| 1,2150 | 1,0000 | 0,9270 | 2,3057 | 0,7140 | 0,6710 | 3,5600 | 0,4290 | 0,4020 | 6,5000 | 0,0010 | 0,1710 |
| 1,2500 | 1,0000 | 0,9150 | 2,3350 | 0,7140 | 0,6590 | 3,6650 | 0,2860 | 0,4020 | 6,7850 | 0,0010 | 0,1590 |
| 1,2700 | 0,8570 | 0,9150 | 2,3750 | 0,7140 | 0,6340 | 3,8000 | 0,2860 | 0,3900 | 6,9900 | 0,0010 | 0,1460 |
| 1,3400 | 0,8570 | 0,9020 | 2,3950 | 0,7140 | 0,6220 | 3,9850 | 0,2860 | 0,3780 | 7,0700 | 0,0010 | 0,1340 |
| 1,4100 | 0,7140 | 0,9020 | 2,4350 | 0,7140 | 0,6100 | 4,2250 | 0,1430 | 0,3660 | 7,1962 | 0,0010 | 0,1220 |
| 1,4400 | 0,7140 | 0,8900 | 2,4950 | 0,7140 | 0,5980 | 4,3700 | 0,1430 | 0,3540 | 7,4862 | 0,0010 | 0,1100 |
| 1,4700 | 0,7140 | 0,8780 | 2,5700 | 0,7140 | 0,5850 | 4,4000 | 0,1430 | 0,3410 | 7,7250 | 0,0010 | 0,0980 |
| 1,5700 | 0,7140 | 0,8660 | 2,6450 | 0,7140 | 0,5730 | 4,4400 | 0,1430 | 0,3290 | 7,7900 | 0,0010 | 0,0850 |
| 1,7250 | 0,7140 | 0,8540 | 2,6750 | 0,7140 | 0,5610 | 4,5450 | 0,1430 | 0,3170 | 7,8550 | 0,0010 | 0,0730 |
| 1,8200 | 0,7140 | 0,8410 | 2,7000 | 0,7140 | 0,5490 | 4,7550 | 0,1430 | 0,3050 | 8,0100 | 0,0010 | 0,0610 |
| 1,8600 | 0,7140 | 0,8290 | 2,7450 | 0,7140 | 0,5240 | 4,9450 | 0,1430 | 0,2930 | 8,5150 | 0,0010 | 0,0490 |
| 1,9100 | 0,7140 | 0,8050 | 2,8250 | 0,7140 | 0,5120 | 5,2450 | 0,1430 | 0,2800 | 9,3000 | 0,0010 | 0,0370 |
| 1,9550 | 0,7140 | 0,7930 | 2,9100 | 0,7140 | 0,5000 | 5,5000 | 0,1430 | 0,2680 | 9,9950 | 0,0010 | 0,0240 |
| 1,9750 | 0,7140 | 0,7800 | 2,9650 | 0,7140 | 0,4880 | 5,5250 | 0,1430 | 0,2560 | 10,5550 | 0,0010 | 0,0120 |
| 2,0300 | 0,7140 | 0,7680 | 3,0300 | 0,7140 | 0,4760 | 5,5600 | 0,1430 | 0,2440 | 11,8400 | 0,0010 | 0,0010 |

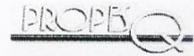
**ANEXO A – CARTA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL**



U F R G S
UNIVERSIDADE FEDERAL
DO RIO GRANDE DO SUL

PRÓ-REITORIA DE PESQUISA

Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs



CARTA DE APROVAÇÃO

Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs analisou o projeto:

Número: 19685

Título: Organização de um serviço de baixa complexidade para avaliação das curvaturas da coluna vertebral da população do Distrito Glória-Cruzeiro-Cristal/POA-RS

Pesquisadores:

Equipe UFRGS:

JEFFERSON FAGUNDES LOSS - coordenador desde 02/01/2011
CLAUDIA TARRAGO CANDOTTI - coordenador desde 02/01/2011
ADRIANE VIEIRA - pesquisador desde 02/01/2011
Marcelo La Torre - Aluno de Doutorado desde 02/01/2011
Matias Noll - Aluno de Mestrado desde 02/01/2011
Juliana Adami Sedrez - Aluno de Mestrado desde 02/01/2011

Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs aprovou o mesmo, em reunião realizada em 18/08/2011 - sala 2 do CEPE, andar térreo do prédio da Reitoria, por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.

Porto Alegre, Quinta-Feira, 18 de Agosto de 2011

JOSE ARTUR BOGO CHIES
Coordenador da comissão de ética



PRÓ-REITORIA DE PESQUISA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
CARTA DE APROVAÇÃO/ADENDO

O Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul analisou o projeto:

Número: 19685

Título: Organização de um serviço de baixa complexidade para avaliação das curvaturas da coluna vertebral da população do Distrito Glória-Cruzeiro-Cristal/POA-

Pesquisador (es)

| <u>NOME</u> | <u>PARTICIPACÃO</u> |
|--------------------------|-------------------------------------|
| JEFFERSON FAGUNDES LOSS | Coordenador desde 02/01/2011 |
| CLAUDIA TARRAGO CANDOTTI | Coordenador desde 02/01/2011 |
| ADRIANE VIEIRA | Pesquisador desde 02/01/2011 |
| Marcelo La Torre | Aluno de Doutorado desde 02/01/2011 |
| Matias Noll | Aluno de Mestrado desde 02/01/2011 |
| Juliana Adami Sedrez | Aluno de Mestrado desde 02/01/2011 |
| Mariana Tonietto - | Aluno de Mestrado desde 02/01/2011 |

O mesmo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS em 15/12/2011- sala 01 de reuniões do Gabinete do Reitor, 6º andar do Prédio da Reitoria, por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.

Porto Alegre, 03 de janeiro de 2012


JOSÉ ARTUR BOGO CHIES
 Coordenador do CEP-UFRGS