

TESE

Apresentada à

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO -
UFPE**

**Centro de Tecnologia e Geociências - Escola de Engenharia de
Pernambuco (CTG-EEP)**

***PROCESSO FINAL PARA PROGRESSÃO PARA O NÍVEL ÚNICO DA
CLASSE E DENOMINADO***

Professor Titular

Para o: Departamento de Engenharia Química

por

Humberto DÓRIA SILVA

Etiopatogenia da desidratação intramuscular e
intraocular do neonato ao idoso

GRUPO DE PESQUISA

Transferência de Massa em meio poroso flexível

Defesa pública prevista para 26 de abril de 2021

Diante da Comissão de Exame

Examinadores em ordem alfabética:

Examinador externo: Prof. Dr. Carlos Antônio Cabral dos Santos professor titular da UFPB

Examinador externo: Prof. Dr. Frede de Oliveira Carvalho professor titular da UFAL

Examinador interno: Prof. Dr. Sérgio Lucena professor titular da UFPE

Examinador externo: Prof. Dr. Severino Rodrigues de Farias Neto professor titular da UFCG

TESE

Apresentada ao

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO - UFPE

**Centro de Tecnologia e Geociências - Escola de Engenharia de
Pernambuco (CTG-EEP)**

***PROCESSO FINAL PARA PROGRESSÃO PARA O NÍVEL 1 DA CLASSE E
DENOMINADO***

Professor Titular

Para o: Departamento de Engenharia Química

por

Humberto DÓRIA SILVA

**Etiopatogenia da desidratação intramuscular e
intraocular do neonato ao idoso**

GRUPO DE PESQUISA

Transferência de Massa em meio poroso flexível

Defesa pública prevista para 26 de abril de 2021

Diante da Comissão de Exame

Examinadores em ordem alfabética:

Examinador externo: Prof. Dr. Carlos Antônio Cabral dos Santos professor titular da UFPB

Examinador externo: Prof. Dr. Frede de Oliveira Carvalho professor titular da UFAL

Examinador interno: Prof. Dr. Sérgio Lucena professor titular da UFPE

Examinador externo: Prof. Dr. Severino Rodrigues de Farias Neto professor titular da UFCG

Agradecimentos

Em primeiro lugar a Deus por ter ajudado nas angústias durante tantos anos de sofrimento que o levaram a se tornar um observador analítico dos acontecimentos em seu próprio corpo, por causa de sua mãe, com autorização do médico, 15 dias antes do meu nascimento, viajou em avião. Além disso, ajudando a conviver, há muito, com os malefícios das decisões políticas e econômicas nacionais. A Marcos, meu irmão, em memória, que mostrou em 1999, em livro de autoajuda, a importância do relaxamento oculomotor para o tratamento da visão. Ao professor João Pedro dos Santos de Oliveira Filho, em memória, pela sua sugestão da necessidade do acompanhamento médico. Ao Dr. Rostan Silvestre pelos esclarecimentos sobre a anatomia, fisiologia e neurologia do ser humano. Ao engenheiro Florisnaldo Hermínio da Fonseca pela ajuda financeira para a primeira publicação deste ano. Aos colegas, membros do ANDES-SN Sindicato Nacional, e membros da Seção Sindicato ADUFEPE, que, nos intervalos das reuniões, forneceram importantes informações científicas para o estudo. Aos que foram entrevistados, meus amigos, colegas e todos os familiares, esposa, filhos e parentes que direta ou indiretamente contribuíram para este trabalho.

Em memória de meus pais

Resumo

A desidratação intramuscular é um processo de desgaste do corpo humano, assim como, a desidratação intraocular que ocorre desde o nascimento, devido às dificuldades de movimentação da massa móvel por convecção forçada. O desgaste pode ser acelerado ou desacelerado conforme a eficiência do mecanismo de convecção forçada. Este é um trabalho desenvolvido pelo líder no grupo de pesquisa "Transferência de massa em meio poroso flexível", do CNPq, certificado pela Universidade Federal de Pernambuco, conforme o APÊNDICE - B. Este trabalho envolve muitas áreas, por isto foi usada uma linguagem simples e as demonstrações matemática são mostradas de forma a ser acessível aos diversos profissionais. São abordadas duas situações distintas, mas semelhantes na generalização do conhecimento, a desidratação da massa metabólica intraocular e a desidratação da musculatura mamária em homens e mulheres. A desidratação intraocular produz as mais variadas patologias de erros refrativos, como astigmatismo, miopia, hipermetropia, além de outras como glaucoma, catarata e degeneração macular, da mesma forma, a desidratação dos músculos mamários pode causar rigidez ou flacidez. Conhecendo o processo de desidratação e reidratação, é possível evitar ou corrigir patologias com procedimentos não invasivos. A desidratação e a reidratação intraocular são muito difíceis de mostrar, então as simulações são usadas como fortes aliadas na reprodução descritiva de sintomas e sinais, mas a desidratação e reidratação dos músculos mamários podem ser mostradas por meio de fotografias. Neste trabalho se baseia nas observações do astrônomo jesuíta alemão Christoph Scheiner para analisar três patologias oculares a pós imagem negativa, epilepsia fotossensível e nictalopia em idosos, mas devido às grandes dificuldades para tratar patologias oculares em adultos e principalmente em idosos, então a prevenção na infância é mais importante. Na conclusão, atenção especial é dada à narcolepsia como patologia ligada a instabilidade do controle ocular que pode ser originária do sono recorrente, assim como, à legastenia, importante patologia apresentada em crianças, com forte ligação com as três patologias apresentadas, além da sua possível participação na formação do analfabeto funcional.

Abstract

Intramuscular dehydration is a process of wear and tear on the human body, as well as intraocular dehydration that occurs since birth, due to difficulties in moving the mobile mass by forced convection. Wear can be accelerated or decelerated depending on the forced convection mechanism efficiency. This is a work developed by the leader in the research group "Mass transfer in flexible porous medium", from CNPq, certified by the Federal University of Pernambuco, according to APÊNDICE - B. This work involves many areas, so a simple language was used and the mathematical statements are shown in a way that is accessible to different professionals. Two different situations are addressed, but similar in the generalization of knowledge, the intraocular metabolic mass dehydration and the mammary musculature in men and women dehydration. Intraocular dehydration produces the most varied pathologies of refractive errors, such as astigmatism, myopia, hyperopia, in addition to others such as glaucoma, cataracts and macular degeneration, in the same way, mammary muscles dehydration can cause stiffness or flaccidity. Knowing the process of dehydration and rehydration, it is possible to avoid or correct pathologies with non-invasive procedures. Dehydration and intraocular rehydration are very difficult to show, so simulations are used as a strong ally in the descriptive reproduction of symptoms and signs, but breast muscles dehydration and rehydration can be shown through photographs. In this work it is based on the German Jesuit astronomer Christoph Scheiner observations to analyze three ocular pathologies after negative image, photosensitive epilepsy and nictalopia in the elderly, but due to the great difficulties to treat eye pathologies in adults and mainly in the elderly, then prevention in childhood is more important. In conclusion, special attention is given to narcolepsy as a pathology linked to instability of eye control that may originate from recurrent sleep, as well as to legastenia, an important pathology presented in children, with a strong connection with the three pathologies presented, in addition to its possible participation in the formation of the functional illiterate.

SUMÁRIO

CAPÍTULO - I	Error! Bookmark not defined.
Introdução.....	11
I.1. Revisão histórica.....	12
I.2. Objetivo.....	14
I.3. Visão geral da desidratação e reidratação intraocular.....	15
I. 3. 1 Desidratação e armazenamento de resíduos metabólicos.....	15
I. 3. 2 Reidratação e remoção de resíduos metabólicos.....	15
I. 3. 3 Visão geral do processo.....	16
I.4. Organização do trabalho.....	17
CAPÍTULO - II	18
Revisão de conhecimentos.....	18
II. 1. Grupo de pesquisa: Transferência de massa em meio poroso flexível [APÊNDICE - B]	19
II. 2. Transmissão e espalhamento da luz através da lente.....	20
II. 2. 1 Efeitos da transmissão da imagem através de lentes.....	20
II. 2. 2 Espalhamento da luz em meio semitransparente, heterogêneo e anisotrópico.....	22
II. 2. 3 Espalhamento da luz.....	23
II. 3. Reator bioquímico como modelo ocular.....	33
II. 3. 1 Balanço de massa aplicado a um reator químico.....	33
II. 3. 2 Balanço de massa aplicado ao crescimento populacional.....	36
II. 3. 3 Olho humano modelado como reator bioquímico.....	36
CAPÍTULO - III	39
Análise das publicações.....	39
III. 1. Considerações iniciais.....	40
III. 2. Comunicação entre os olhos e o cérebro.....	40
III. 3. Principais controles e funções dos anexos oculares.....	40
III. 4. Lateralidade [4].....	41
III. 5. Massa móvel intraocular.....	42
CAPÍTULO - IV	52

Novas evidências.....	52
IV. 1. Movimento de massa intraocular.....	53
IV.1.1 Pós imagem negativa.....	53
IV.1.2 Epilepsia fotossensível.....	89
IV.1.3 Nictalopia em idosos.....	110
IV. 2. Movimento de massa intramuscular.....	112
CAPÍTULO - V	116
Resultados e conclusões.....	116
V. 1. Resultados.....	117
V.1.1 Introdução.....	117
V.1.2 Dificuldades na leitura.....	123
V.1.3 Restrições do campo visual superior.....	124
V.1.4 Dificuldades na escrita.....	127
V.1.5 Adversidades oculares.....	132
V.1.6 Conclusão.....	137
APÊNDICE – A	139
Matemática.....	139
A.1 Gráfico de funções.....	140
A.2 Decomposição de funções periódicas.....	143
A.3 Decomposição de funções não periódicas.....	150
A.4 Uso da decomposição de função em séries temporais.....	158
A.4.1 Propriedades de periodicidade da transformada de Fourier.....	158
A.4.2 Propriedade de simetria e funções especiais da transformação de Fourier.....	159
A.4.3 Propriedades de operações da transformada de Fourier.....	161
APÊNDICE – B	162
Grupo de Pesquisa.....	162
Transferência de massa em meio poroso flexível - CNPq.....	162
B.1 Identificação.....	163
B.2 Repercussões.....	164
Referências.....	165

CAPÍTULO - I

INTRODUÇÃO

I.1. Revisão histórica

Cientificamente comprovado não existe qualquer prevenção ou tratamento para as patologias oculares, existem formas de acompanhamento, para a convivência com a patologia. Diante deste gravíssimo problema mundial o autor iniciou os estudos em 1996, sem intenção de produção científica, mas, somente, suprir suas próprias necessidades na recuperação de sua deficiência visual, ou seja, para o seu próprio uso. Para facilitar a exposição, o autor está sendo denominado como paciente. Em 1996, o paciente apresentava os primeiros sintomas de presbiopia, usava lentes corretivas para perto, olho direito (OD) +0,25 e olho esquerdo (OS) +0,75 e possuía acuidade visual OD 6/10 e OS 9/10, sem lentes corretivas. O paciente foi estimulado a resolver seu próprio problema, porque, além de detestar o uso de lentes corretivas, a sua vista ficava embaçada, após usar o computador por quatro horas seguidas, mas, no caminho de casa, a vista era recuperada. O paciente admitiu que essa variação visual estava associada à degradação do movimento oculomotor, porque a presbiopia é conhecida como vista cansada. Dessa forma, o paciente foi induzido a admitir que o fortalecimento dos músculos oculomotores controlasse a qualidade da imagem visualizada. No entanto, ao iniciar exercícios focando objetos próximos e distantes, alternadamente, teve que interromper o trabalho devido à recorrência, no olho esquerdo, de uveíte anterior, de causa não identificada. Foi a primeira crise de uveíte, após o início dos exercícios, e a terceira crise do paciente, após dois anos sem crise. Como o paciente demorou a procurar ajuda profissional, a pressão intraocular atingiu 40 mmHg. Este foi o alerta para o entendimento da gravidade deste processo inflamatório. Três aplicações foram injetadas em seu olho esquerdo, em dias alternados, para redução da pressão intraocular. O paciente observou que as crises inflamatórias iniciavam com dor na posição nasal superior do olho esquerdo, percebida apenas ao pressionar o olho através da pálpebra. Então, o paciente passou a procurar o oftalmologista quando identificava o sintoma dolorido, mas nada era diagnosticado, nem adotado qualquer tratamento, no entanto, no dia seguinte, a inflamação era diagnosticada. Em 2000, após um ano de trabalho de relaxamento da musculatura oculomotora, os exercícios foram retornados. Outras crises inflamatórias, menos frequentes, ocorreram, mas, para evitar a uveíte, o paciente passou a usar uma gota do medicamento contra uveíte (um corticóide) em um único dia e, às vezes, no dia seguinte, sem prescrição médica, para evitar um dano maior, a uveíte anterior. Os médicos consultados não faziam qualquer tratamento, apenas com sintoma da dor. Cerca de cinco anos depois, o paciente iniciou os estudos bibliográficos, após

sua percepção visual, das cores claras mais claras, assim como, ao fechar os olhos, o escuro aparentava mais escuro. Estes sintomas foram entendidos como sinal de importante aumento da energia da imagem projetada na retina, assim como, o fechamento das pálpebras, interrompia a imagem projetada com mais energia luminosa, relacionando assim à aparência do escuro mais escuro.

Em 2009, após as primeiras evidências de evolução, o trabalho, tratado inicialmente como laser, passou para forma científica. O paciente formou uma equipe de estudo, com o objetivo de discutir a evolução através dos novos sintomas e conhecimentos. O trabalho é multidisciplinar e como não houve possibilidade de integração, com profissionais especializados das diversas áreas, o paciente restringiu-se a sua própria família. Assim, em 2010, o trabalho passou para a forma escrita, com as publicações obtidas a partir das conferências científicas, 6º DSL [1] e 4º ACE-X [2], realizadas em Paris, somente com o aporte financeiro da própria família, para sua publicação. Em 2011, a Universidade Federal de Pernambuco - UFPE certificou, no Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico - CNPq, o grupo de pesquisa "Transferência de massa em meio poroso flexível" sob a liderança do paciente que é pesquisador da instituição, veja o APÊNDICE - B. Um meio poroso flexível pode ser apresentado, em sua forma mais simples, através de uma esponja de limpeza, para demonstrar o movimento de transferência de massa por convecção forçada, mas, também, serve de modelo para demonstrar o mesmo fenômeno de transferência de massa por convecção forçada intraocular, na córnea, no cristalino, na malha trabecular, na retina, e nos músculos do corpo humano, entre outros, veja Anexo - B.

Após as análises das dificuldades encontradas e dos exames médicos realizados, outras publicações foram produzidas de acordo com o avanço dos estudos bibliográficos dos sintomas percebidos e sinais obtidos.

Do resultado das análises realizadas foi verificado uma grande complexidade para corrigir as conseqüentes patologias oculares causadas pela falha do mecanismo de convecção forçada no idoso, pois, este foi o enfoque inicial dos trabalhos. Mas, os estudos bibliográficos mostram que os sintomas identificados como conseqüência da falha do mecanismo de convecção forçada, o movimento sacádico, são observados em bebê saudável [3], mesmo que seja por imaturidade do seu sistema de convecção forçada, porém, os sintomas permanecem como se natural fossem e produzem as diversas patologias oculares. No aprofundamento das pesquisas o autor tomou

conhecimento que além da presbiopia e catarata sofria com a inabilidade dos movimentos oculares desde criança, provavelmente em forma moderada, mas o suficiente para limitar algumas atividades de leitura e durante o processo de recuperação ocular o autor chegou a sofrer de narcolepsia que foi imediatamente tratado pelo próprio autor. A falha no sistema de convecção forçada provocar acúmulo de resíduos metabólicos intraoculares e a sua estagnação provoca sua desidratação e sua consequente formação de gotículas, quanto maior for a permanência dos resíduos metabólicos no sistema ocular, maior é a desidratação e viscosidade tornando-o muito mais difícil de eliminar. Então, quanto mais cedo for estimulado o mecanismo de convecção forçada intraocular natural, muito menos difícil será a sua eliminação. Logo, é necessário criar métodos preventivos que estimulem o mecanismo de convecção forçada intraocular natural para aplicá-los desde a educação infantil no ensino fundamental, para que, em sua maioria, as crianças, de hoje, sejam, no futuro, os idosos com a visão natural, sem cirurgia e sem necessidade do uso de lentes corretivas. É importante destacar que não foi encontrado nenhum trabalho científico sobre a etiopatogenia da deficiência do mecanismo do sistema de convecção forçada intraocular.

I.2. Objetivo

A desidratação assim como a reidratação intraocular são de difíceis comprovações, através do exame clínico, pois o exame clínico não é destinado a esta avaliação, então, nesse trabalho, devido a evidências sintomáticas e a observação de sinais, partiu-se da hipótese do acúmulo dos resíduos metabólicos desidratados, em forma de gotículas, devido a deficiência no mecanismo de convecção forçada intraoculares, para simular a relação entre as patologias da pós imagem negativa, a epilepsia fotosensível e a nictalopia em idosos, e demonstrar que as patologias oculares se mantêm do neonato ao idoso. Desta forma, para ter uma vista natural, o eficiente é cuidar da pessoa enquanto é criança. Ao contrário do tratamento das patologias oculares, eficiência do mecanismo de convecção forçada na transferência de massa para a nutrição intramuscular da região mamária, é possível demonstrar através de fotografias, para redução de gordura e da ptose mamária.

I.3. Visão geral da desidratação e reidratação intraocular

I. 3. 1 Desidratação e armazenamento de resíduos metabólicos

O cérebro trabalha para produzir a melhor projeção da imagem na retina, mas pode ocorrer pequenos obstáculos, tal como, erro de refração devido a um pequeno volume de resíduos metabólicos expostos na região de passagem da imagem projetada na retina ou pequena resistência ao movimento ocular natural. O cérebro pode eliminar o pequeno volume de resíduo metabólico, assim como, pode superar a pequena resistência oculomotora. Em caso adverso, o cérebro pode usar os recursos disponíveis para reduzir a influência do pequeno obstáculo. A utilizando os recursos disponíveis pode causar patologias oculares, devido ao favorecimento do acúmulo de resíduos metabólicos e sua desidratação, por causa dos constantes movimentos oculares. Entre os principais recursos estão: Redução do diâmetro pupilar, redução da abertura palpebral, acomodação da córnea, acomodação do cristalino, alteração do equilíbrio entre forças musculares oculomotoras, assim como, suspensão da sobancelha. As patologias oculares adquiridas são estabelecidas através de pequena influência durante a vida do paciente e em virtude de sua pequena influência o paciente, sem alternativa, se adapta e aceita como natural, passando a ser este o estado em sua zona de conforto, porém, devido ao processo acumulativo, as patologias podem chegar a um estado de incômodo. Entre as patologias aceitas e justificadas com atributos estão os sulcos horizontais na testa (idade), perda da acuidade visual (idade), catarata (idade), cegueira noturna (idade), degeneração macular (idade), movimento de ciclodução ou ciclotorção ocular (natural), movimento sacádico (natural), pós imagem negativa (natural), adaptação ao escuro (natural), as cores mais escura percebidas sem alteração de intensidade (sem atribuição), que, inclusive, podem mudar o formato do olho, mas, inicialmente, produzirá a melhor imagem projetada na retina, ainda que seja com pequena degradação. Como a degradação é um processo lento e de fácil adaptação, o paciente demora a perceber. A percepção ocorre quando a pessoa não consegue fazer alguma importante atividade.

I. 3. 2 Reidratação e remoção de resíduos metabólicos

No processo de recuperação, reidratação e eliminação dos resíduos metabólicos é usado o próprio comportamento cerebral como indutor da limpeza. Então o exercício deve encontrar movimentos que ofereçam resistência e fazer o cérebro ficar sem alternativa de movimento, ou seja, fazer o cérebro vencer as diversas resistências

encontradas nos deslocamento ocular, assim como, colocar obstáculos, telas e lentes entre outros, para a realização de movimentos com maiores esforços físicos. Outro recurso é destacar erro de refração bem definido para forçar o cérebro a eliminar o erro. Em todos os casos ocorrem agitações na massa móvel que reidrata o resíduo metabólico que pode causa aglutinações em suspensão com conseqüente degradação da acuidade visual, dificultando a continuidade do exercício, então é necessário eliminar a suspensão. Os exercícios focalizando objetivos distantes facilita a agitação intraocular e focalizando objetivos próximo facilita a remoção dos resíduos metabólicos. A reidratação torna o resíduo menos viscoso e a contínua reidratação do resíduo torna-o apto para a sua eliminação. Todo processo de reidratação e eliminação dos resíduos provoca degradação da acuidade visual e todas as vezes que a acuidade visual melhora é necessário encontrar exercícios que repitam o procedimento anterior, ou seja, durante todo o processo de tratamento todas as vezes que melhora acuidade visual é realizado exercícios de reidratação, que reduzem a acuidade visual. Esta é a dificuldade que leva a interpretação médica que o processo piora, porém, o paciente se sente melhor. Esta é o provável entendimento da existência de muitas publicações, sem comprovação científica, que torna o paciente melhor, porque elimina algum resíduo metabólico. Logo, nem a acuidade visual nem a potência da lente corretiva servem para avaliar o progresso da eliminação dos resíduos metabólicos. Quando o paciente exercita o seu sistema oculomotor não pode fazer a maioria das atividades, salvo escutar algum estímulo sonoro, e após o exercício sempre ocorre o sono, então, gasta tempo para exercitar e para repousar.

I. 3. 3 Visão geral do processo

A histerese é um fenômeno observados em alguns sistemas físicos em que um determinado parâmetro assume valores conforme a situação de crescimento ou decrescimento de sua variável independente. A variável independente pode ser uma escolha.

Histerese magnética - O parâmetro magnético é a Densidade de fluxo magnético ou Indução Magnética e a variável independente é o campo magnético.

Histerese mecânica - O parâmetro é a força e a variável independente é a extensão ou deformação.

Histerese pulmonar - O parâmetro é o volume pulmonar e a variável independente é a pressão transpulmonar.

Histerese na recuperação ocular - o parâmetro é a acuidade visual e a variável independente é o volume acumulado.

I.4. Organização do trabalho

Este trabalho é multidisciplinar, foi desenvolvido com os conhecimentos das áreas de Ciências Exatas, Ciências Tecnológicas, aplicação na área de Ciências da Saúde e justificado sua inserção nas áreas de Ciências Humanas e Ciências Sociais.

Ciências Exatas - Conhecimentos na Física, a transmissão de imagens através de lentes, e na Informática para a simulação de sistemas.

Ciências Tecnológicas - Utilizou conhecimentos da Engenharia Química, transferência de massa em meio poroso, nos estudos de reatores e processos fotoquímicos, além de sua interseção, com os conhecimentos de Engenharia Elétrica, em sistemas de controle e, também, iluminação artificial.

Ciências da Saúde - Buscou solução na Oftalmologia e na Fisioterapia, das patologias adquiridas, tendinite e bruxismo.

Ciências Humanas - Na escola do ensino fundamental inicial é onde a criança recebe as primeiras instruções escolares, assim como, pode aprender e treinar hábitos para estimular sua visão natural, livre de cirurgia e lentes corretivas. Os sintomas iniciais da maiorias das patologias oculares são percebidas desde a infância e se agrava com a idade.

Ciências Sociais - Arquitetura para criar os ambientes de trabalho, residência, escola, laser, entre outros ambientes, que favoreçam a visão natural de seus usuários.

CAPÍTULO - II
REVISÃO DE CONHECIMENTOS

II. 1. Grupo de pesquisa: Transferência de massa em meio poroso flexível [APÊNDICE - B]

Grupo de pesquisa “Transferência de massa em meio poroso flexível”, foi formado em 2011, com o objetivo do estudo das patologias oculares. O meio poroso flexível é caracterizado por ter mais de um estado operacional de transferência de massa, conforme o seu nível de potência. Seu nível de potência depende do movimento periódico das flexões, que está associado a uma ação dinâmica do meio móvel. O estado operacional pode ter o processo de transferência de massa por difusão ou por convecção forçada, dependendo da sua atividade, estado operacional mínimo e estado operacional de trabalho. No estado operacional mínimo, o meio poroso flexível pode não possuir movimento periódico de flexão, então, nesse caso, o meio poroso flexível não age na ação dinâmica do meio móvel. Este estado pode ser considerado como o estado de repouso e a potência requerida é mínima. nesse estado o volume do espaço disponível no meio poroso flexível não varia tornando-o análogo a um meio poroso rígido e o processo de transferência de massa pode ocorrer por difusão. O estado operacional mínimo pode ser compreendido como um estado operacional residual ou estado operacional de manutenção. No estado operacional de trabalho, o meio poroso flexível possui movimento periódico de flexão, então, o meio poroso flexível age na ação dinâmica do meio móvel conforme o nível de potência e o período do movimento. nesse estado o volume do espaço disponível no meio poroso flexível varia de forma periódica e a transferência de massa ocorre por convecção forçada. Cada nível de potência, associado ao período do movimento, forma cada estado operacional de trabalho que determina a ação dinâmica do meio móvel. Os estados operacionais formam os diversos estados em regime estacionário, porém, existem os estados em regime transitório que ocorre durante a mudança entre os estados em regime estacionário. Nos estados em regime estacionário o volume do espaço disponível no meio poroso flexível varia de forma periódica e os estados em regime transitório ocorrem quando ocorre variação no período do movimento das flexões ou na potência requerida. Os estados operacionais podem ser aplicados à transferência de massa na córnea, no cristalino, na retina, nos músculos, entre outros.

II. 2. Transmissão e espalhamento da luz através da lente

II. 2. 1 Efeitos da transmissão da imagem através de lentes

A deficiência, do mecanismo de transferência de massa por convecção forçada intraocular, provoca acúmulo desidratado de resíduos metabólicos intraoculares, em forma de gotículas, que causam diversas patologias [4]. No último dia da exposição de Vinícius de SA [5] foram realizadas algumas fotografias, para ilustrar alguns efeitos luminosos provocados pela transmissão da luz através de lentes no espaço da exposição. Estes efeitos podem ser análogos aos percebidos através do olho humano. O artista visual preencheu com água vários bulbos transparentes de lâmpadas incandescentes Figura II- 1. Os diversos bulbos foram fixados ao teto na sala de exposição, através de fios. A sala de exposição estava com iluminação artificial convenientemente distribuída, como mostra a Figura II- 2.



Figura II-1 Estrutura de sustentação com um bulbos transparentes de lâmpadas incandescentes e com metade do volume preenchido [5]

A Figura II- 3 mostra alguns efeitos provocados na imagem das pessoas presentes entre as lentes. Efeitos semelhantes ocorrem com os resíduos metabólicos opacos ou translúcidos intraocular. Os grumos, conhecidos como moscas volantes, está descrito como processo natural de envelhecimento do vítreo e cita ocorrer com maior frequência após os 45 anos [6], porém, aos 18 de idade o paciente percebeu sua primeira mosca volante. Elas podem apresentar diversos formatos, inclusive sua ocultação. Estes efeitos são vistos nas pessoas fotografadas, Figura II- 3. Muitos pacientes percebem moscas volantes após a cirurgia de catarata. Esta percepção está relacionada a retirada de grande quantidade de minúsculas lentes depositadas no cristalino, então, a energia luminosa da imagem projetada na retina, com maior potência, expõe as imperfeições da córnea

devido às gotículas metabólicas ocultadas pela opacidade do cristalino. Na lente artificial pode ter a cápsula posterior opacificada e o oftalmologista usa a técnica capsulotomia YAG Laser para tratar. Proporcionalmente os bulbos da exposição estão distribuídos de forma esparsa, em relação às gotícula intraoculares que estão muito mais próximas ente si, porém, é possível verificar, no detalhe inferior da imagem da Figura II- 3 uma região semelhante ao “falso ponto cego”, que em muitos caso pode ser assim percebido pelo paciente, como se existisse vários pontos cegos.



Figura II-2 Estrutura de sustentação com um bulbos transparentes de lâmpadas incandescentes e com metade do volume preenchido [5]

A Figura II- 4 mostra os efeitos da luz nas três fotos retiradas próximo ao bulbo mostrado na Figura II- 1. Diferentes efeitos da luz foram obtidos em posições muito próximas, para mostrar grandes variações de efeitos em imagens apresentadas nas fotografias obtidas a partir de locais muito próximos, com pequenos deslocamentos angulares, em torno de um bulbo, da mesma forma como ocorre em relação as gotículas intraoculares de resíduos metabólicos desidratados.

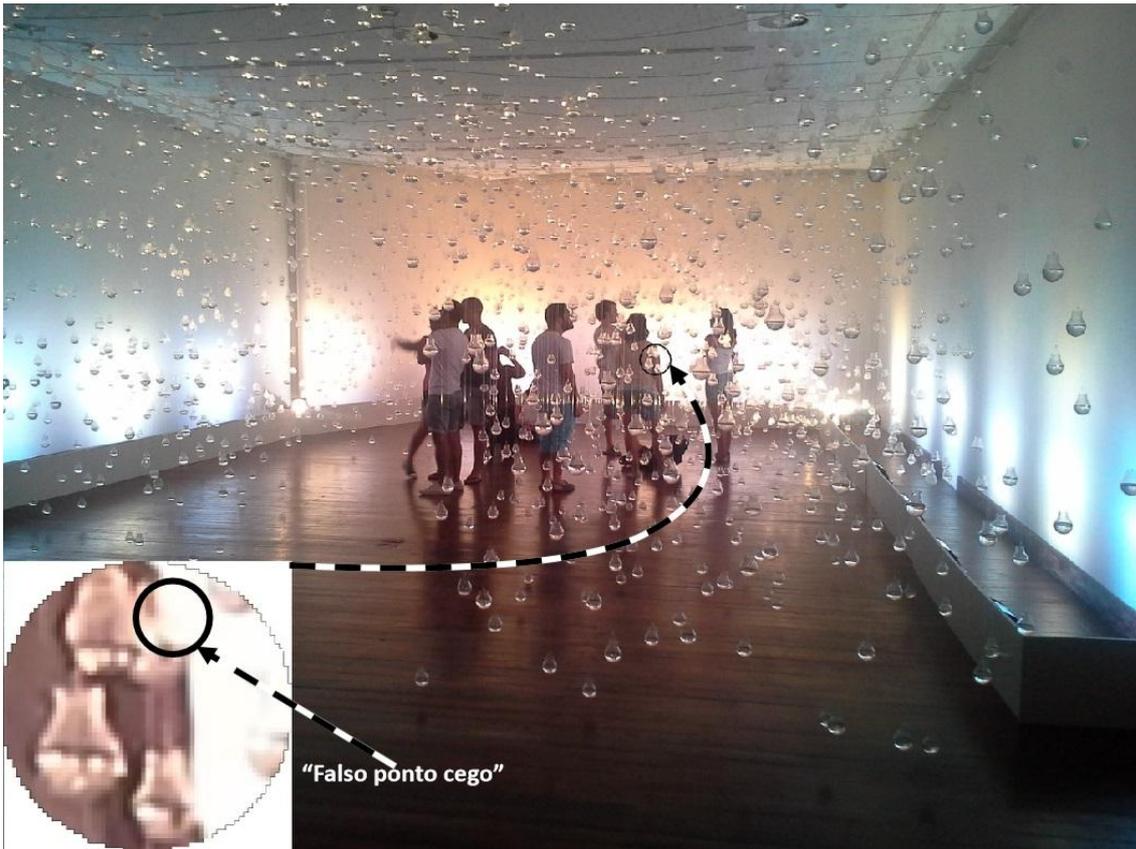


Figura II-3 Efeito da fotografia de pessoas através dos bulbos [5]

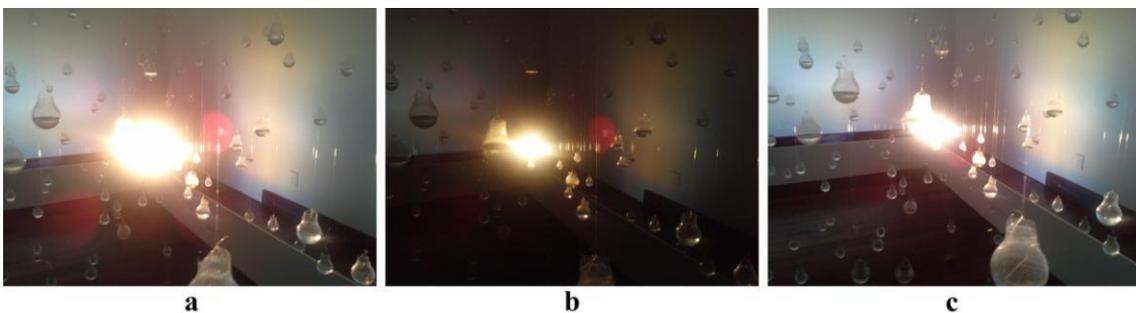


Figura II-4 Fotos realizadas diante do bulbo da Figura II- 1, em posições angulares próximas com diferente espalhamento da luz. a - Espalhamento maior. b - Espalhamento com a aparência noturna. c - Espalhamento menor [5]

II. 2. 2 Espalhamento da luz em meio semitransparente, heterogêneo e anisotrópico

O olho humano tem um sistema complexo de ajustes de um meio transparente, homogêneo e isotrópico, para projetar na retina os raios luminosos, que chegam à córnea, em imagem nítida. Mas, devido à falha no mecanismo natural de convecção forçada, esse meio natural é transformado em heterogêneo, anisotrópico, podendo ficar opaco, em estado final, a cegueira.

II. 2. 3 Espalhamento da luz

II.2.3.1 Incidência da luz em meio transparente, homogêneo e isotrópico

O raio luminoso que adentra o olho humano natural tem o comportamento descrito pelas leis da física relacionadas à refração e reflexão da luz, porém, a reflexão não interessa aos estudos do olho humano.

As leis fundamentais da física, que tratam dos fenômenos da refração e reflexão estão mostradas na Figura II- 5, em três meios homogêneos, transparentes e isotrópicos.

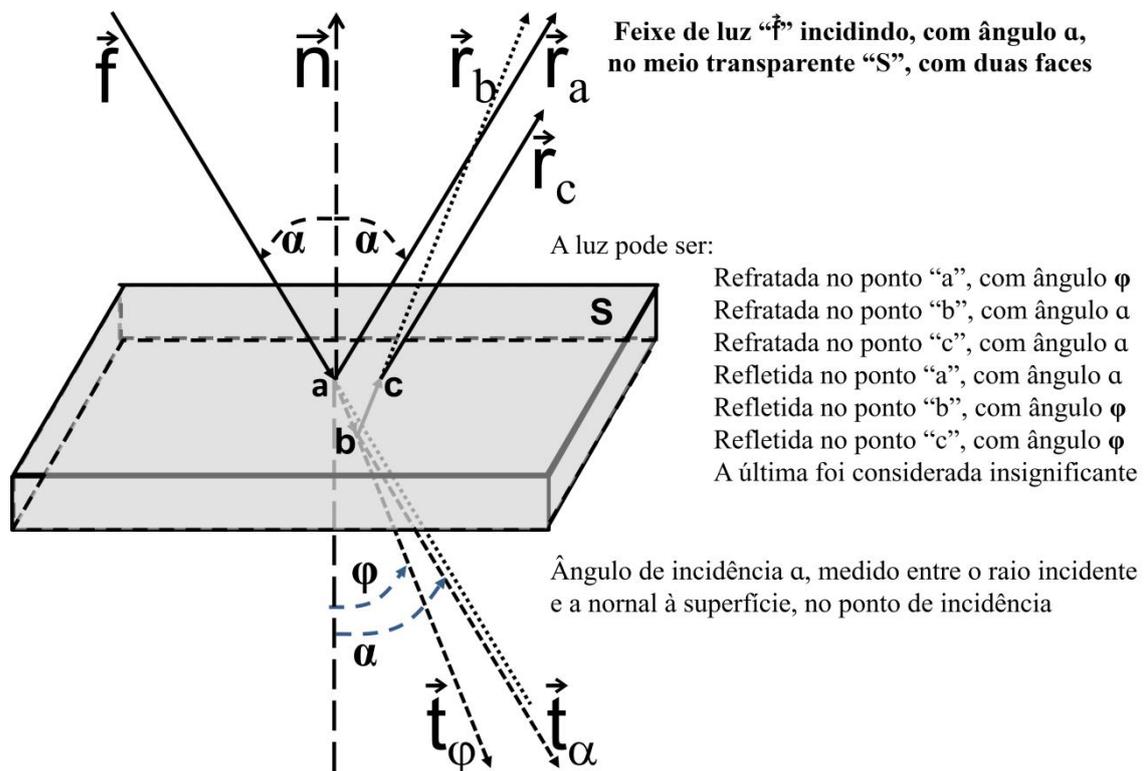


Figura II-5 Refração e reflexão da luz em meio transparente

A Figura II- 5 mostra o meio, denominado "S", separando dois meios idênticos. O meio "S" tem a forma de paralelepípedo, delimitado por superfícies retangulares planas. Uma fonte emite um raio luminoso, representado pelo vetor \vec{f} , Figura II- 5, incidente no ponto "a" da superfície anterior do meio "S", com ângulo de incidência α . Como é uma superfície dióptrica plana, no ponto "a" ocorrem três fenômenos físicos, a refração (o raio muda para o meio "S", atravessando a sua superfície anterior, com direção angular φ , representado pelo vetor \vec{t}_φ , Figura II- 5), a reflexão (o raio retorna, sem mudança de meio, com ângulo de reflexão α , igual ao de incidência, representado pelo vetor \vec{r}_a , Figura II- 5), e a absorção, sem representação na Figura II- 5 (diferença

entre a energia incidente à superfície anterior do meio “S” e a soma das energias refratada e refletida). O raio refratado, representado pelo vetor \vec{t}_ϕ , Figura II- 5, incide no ponto “b” da superfície posterior do meio “S”, com ângulo de incidência ϕ . Como é uma superfície dióptrica lisa, no ponto “b” ocorrem três fenômenos físicos, a refração (o raio atravessa a superfície posterior do meio “S”, mudando para meio posterior, com direção angular α , representado pelo vetor \vec{t}_α , Figura II- 5, paralelo ao vetor incidente \vec{f}), a reflexão (o raio retorna, permanecendo no mesmo meio “S”, com ângulo de reflexão ϕ , igual ao de incidência, representado pelo vetor \vec{r}_b , Figura II- 5), e a absorção, sem representação na Figura II- 5 (diferença entre a energia incidente à superfície posterior do meio “S” e a soma das energias refratada e refletida). O raio refletido, representado pelo vetor \vec{r}_b , Figura II- 5, incide no ponto “c” da superfície anterior do meio “S”, com ângulo de incidência ϕ . Como é uma superfície dióptrica lisa, no ponto “c” ocorrem três fenômenos físicos, a refração (o raio atravessa a superfície anterior do meio “S”, mudando para o meio anterior, o inicial, com direção angular α , representado pelo vetor \vec{r}_c , Figura II- 5, paralelo ao vetor refletido \vec{r}_a), a reflexão (o raio retorna, permanecendo ao mesmo meio “S”, com ângulo de reflexão ϕ igual ao de incidência, sem está mostrado na Figura II- 5), e a absorção, sem representação na Figura II- 5 (diferença entre a energia incidente à superfície anterior do meio “S” e a soma das energias refratada e refletida).

II.2.3.2 *Incidência da luz em meio semitransparente, delimitado por superfície áspera*

O raio luminoso que adentra o olho humano com massa metabólica armazenada tem o comportamento descrito pelas leis da física relacionadas à refração e reflexão da luz, com espalhamento relacionado à mudança de meio através de uma superfície áspera.

Os fenômenos físicos da refração e reflexão, em meios delimitados por superfícies curvas suaves, relacionados ao espalhamento da luz incidente em meios homogêneos, transparentes e isotrópicos, descritas a partir da Figura II- 5, são válidos para os meios semitransparentes, reparados por uma superfície áspera, com acréscimo de outros fenômenos físicos.

A Figura II- 6 mostra dois meios, um meio homogêneo, transparente e isotrópico, contendo uma fonte emissora de luz, em contato através de uma superfície áspera, com um meio semitransparente denominado “S”. A fonte emite um feixe de raios luminosos paralelos, representado pelo vetor \vec{f} , Figura II- 6, correspondente ao vetor \vec{f} mostrado na

Figura II- 5, incidente na superfície áspera do meio “S”, com ângulo de incidência α . No ponto de incidência ocorrem cinco fenômenos físicos, a refração regular (o feixe atravessa a superfície mudando para o meio “S”, em única direção angular φ , representado pelo vetor \vec{t} , Figura II- 6, correspondente ao vetor \vec{t}_φ , mostrado na Figura II- 5), a refração difusa, região “R”, Figura II- 6, sem representação na Figura II- 5, (o feixe atravessa a superfície áspera mudando para o meio “S” são irregularmente refratados em diversas direções), a reflexão regular (o feixe retorna, sem mudança de meio, com ângulo de reflexão α igual ao de incidência, representado pelo vetor \vec{r} , Figura II- 6, correspondente ao vetor \vec{r}_a , mostrado na Figura II- 5), a reflexão difusa, região “L” Figura II- 6, sem representação na Figura II- 5, (o feixe retorna, sem mudança de meio, de forma irregular, ou seja, os raios incidentes são irregularmente refletidos em diversas direções), e a absorção, sem representação na Figura II- 6 (diferença entre a energia incidente à superfície “S” e a soma da energia refratada regular, a refratada difusa, a refletida regular e a refletida difusa).

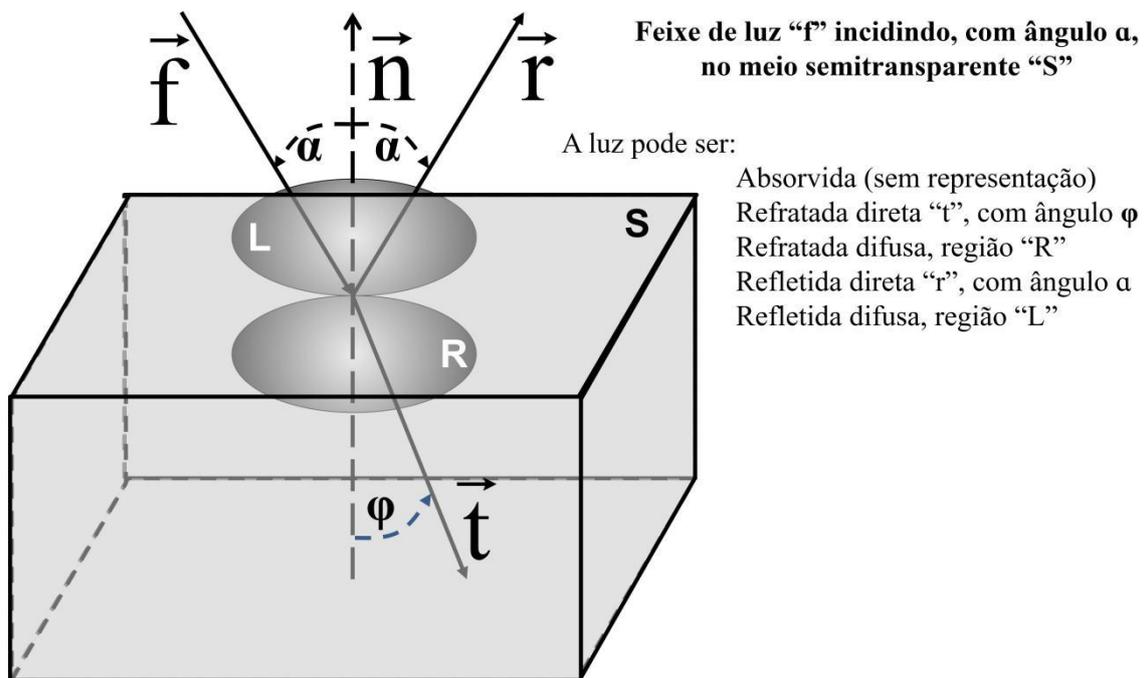


Figura II-6 Espalhamento da luz incidente em meio semitransparente [7]

O espalhamento da luz em um meio semitransparente, heterogêneo e anisotrópico foi medido e apresentado na tese aprovada pelo INPL [7]. Na tese foi utilizado um raio laser, incidente em uma placa de vidro impregnada, nas duas faces, com dióxido de titânio, TiO_2 e por mera coincidência, 22 anos depois está ilustrando este trabalho.

II.2.3.3 *Espalhamento da luz incidente em um reator fotocatalítico*

1) *Reator fotocatalítico solar*

Como modelo matemático, da dispersão da luz usada no INPL [7], corresponde à incidência da luz a uma superfície áspera e é análogo a um modelo que represente a patologia do acúmulo de massa metabólica intraocular desidratada em forma de gotículas no olho humano (semelhança ampliada na Figura II-1). Este armazenamento tanto pode ser visto como as apresentações na Figura II-2 e Figura II-3, e a gotícula de resíduos metabólicos desidratados é semelhante a apresentação na Figura II-2, com os resíduos impregnados no bulbo da lâmpada. As diversas medidas resultante da incidência do raio laser na uma placa de vidro impregnada com TiO_2 , pode explicar a etiopatogenia da nictalopia em idosos.

A tese, aprovada pelo INPL [7], trata do estudo de simulação do espalhamento da luz em um reator fotoquímico. Na tese foi simulado o posicionamento paralelo de placas de vidro impregnadas, nas duas faces, com dióxido de titânio, TiO_2 , em um reator químico fotocatalítico solar, Figura II-7, para obter a maior absorção da energia solar ultravioleta incidente no reator.

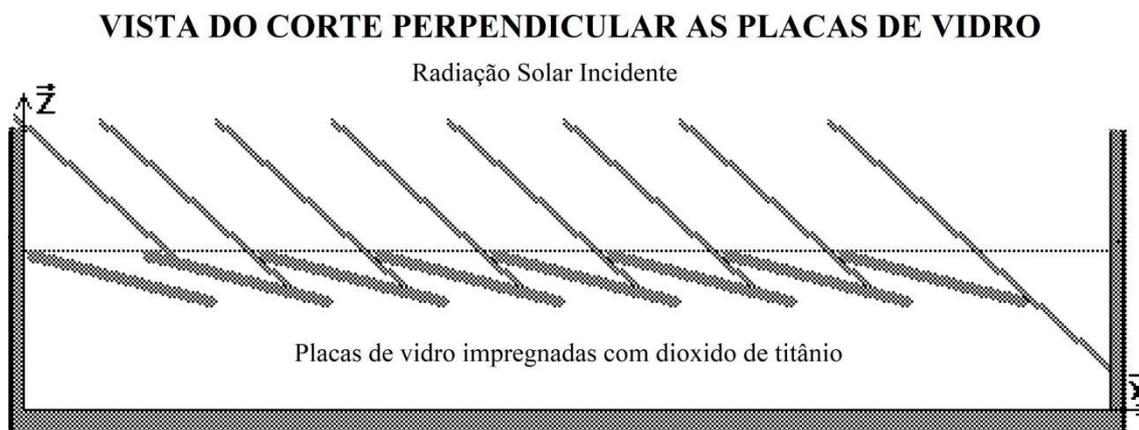


Figura II-7 Vista do corte perpendicular às placas de vidro do reator fotocatalítico solar [7]

2) *Processo de medidas*

Inicialmente é apresentado no diagrama da Figura II-8, a montagem construída em um tanque cilíndrico, com base em círculo, para realizar as medições da dispersão luminosa, refratada e refletida, causada por um feixe de raio laser incidente em uma placa de vidro impregnada, nos dois lados, com dióxido de titânio, TiO_2 .

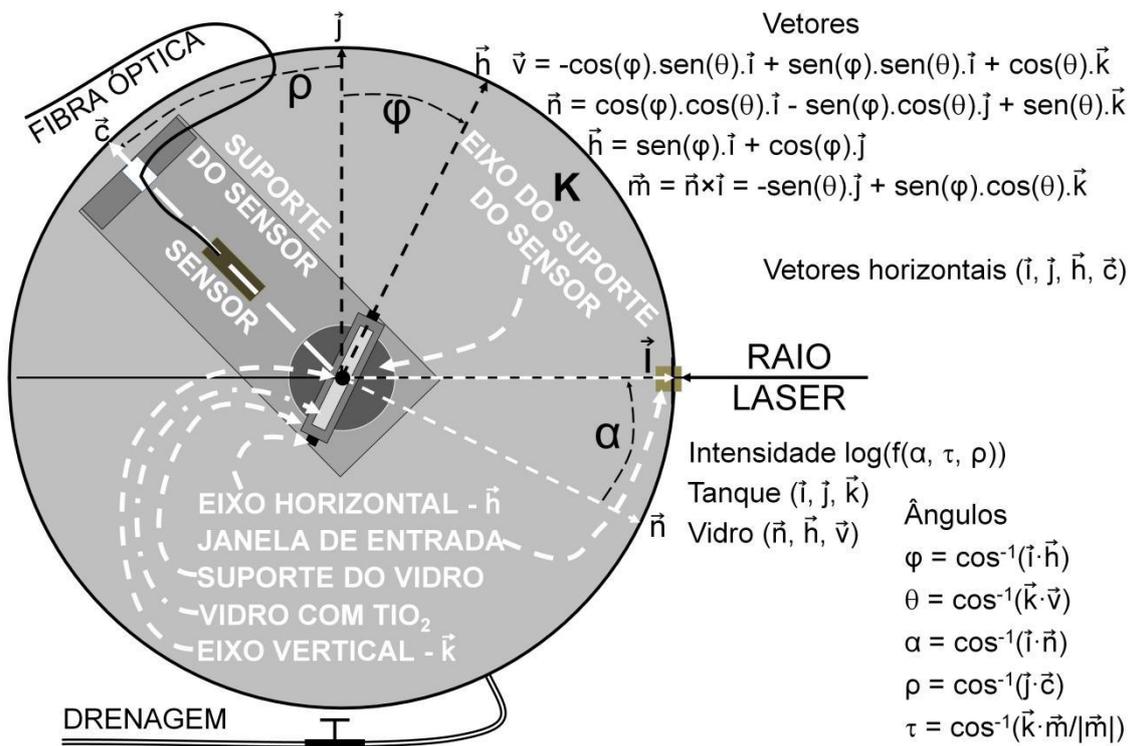


Figura II-8 Diagrama da montagem para as medidas do espalhamento da luz [7]

Na lateral direita do tanque mostrado na Figura II-8, existe uma janela de vidro, por onde entra o raio laser, que incide na placa de vidro instalada na região central da base do tanque, denominada “K”. O vetor horizontal \vec{i} , da coordenada cartesiana, fixa no centro do tanque, está associado ao sentido contrário na direção de entrada do raio laser. No centro do círculo, da base cilíndrica, está vetor vertical, \vec{k} da coordenada cartesiana fixa no plano da base do tanque, que também define o plano “K”, e a terceira coordenada é o vetor horizontal $\vec{j} = \vec{k} \times \vec{i}$. Concêntrico à base do cilindro, existem dois pequenos eixos verticais, com diferentes alturas e diâmetros. O suporte do sensor da luz é apoiado na base do cilindro e gira, horizontalmente, em torno do eixo vertical de maior diâmetro, juntamente com o vetor horizontal, \vec{c} , formando o ângulo $\rho = \cos^{-1}(\vec{c} \cdot \vec{j})$ com o vetor horizontal \vec{j} . O suporte da placa de vidro é apoiado no eixo vertical de menor diâmetro e gira, horizontalmente, em torno do eixo vertical de menor diâmetro, juntamente com o vetor horizontal, \vec{h} , formando o ângulo $\varphi = \cos^{-1}(\vec{h} \cdot \vec{j})$ com o vetor horizontal, \vec{j} . Na face do vidro é fixo um plano “N”, definido pelo vetor normal \vec{n} , que forma um sistema de coordenadas cartesianas com o vetor horizontal \vec{h} e o vetor $\vec{v} = \vec{n} \times \vec{h}$ ortogonais e contidos no plano “N”. O suporte da placa de vidro permite que o plano “N” gire em torno de um eixo horizontal, o vetor \vec{h} , fixado no suporte, formando

o ângulo $\theta = \cos^{-1}(\vec{k} \cdot \vec{v})$, entre o vetor vertical \vec{k} , do plano “K” e o vetor \vec{v} , do plano “N”. O tanque tem uma tampa. Na tampa tem uma passagem para a fibra óptica, que transporta a luminosidade capturada pelo sensor para o medidor de intensidade luminosa, e um eixo que faz girar o suporte do sensor junto ao movimento angular da tampa. Na parte externa do tanque foi fixada a escala de medição do ângulo ρ do sensor.

3) *Sistemas de coordenadas*

Muitas medidas foram realizadas e os valores complementares, para o estudo, foram obtidos através da interpolação numérica, usando o método spline cúbico. O espalhamento da luz deste sistema depende de quatro variáveis independentes, o local, espaço tridimensional e o ângulo de incidência do raio laser.

A Figura II-9 detalha os movimentos angulares do sistema, associado aos seus respectivos vetores. Um plano denominado “N” é fixado à superfície do vidro que gira em torno do eixo horizontal, o vetor horizontal \vec{h} , e faz o deslocamento angular, $\theta = \cos^{-1}(\vec{k} \cdot \vec{v})$, no eixo do vetor \vec{v} , ortogonal ao vetor \vec{h} , contido no plano “N”. θ é o ângulo entre os vetores \vec{v} e o vetor vertical \vec{k} , do plano horizontal “K” da base do tanque. O plano “N” da superfície do vidro também gira horizontalmente em torno do eixo vertical, o vetor vertical \vec{k} , do plano “K” da base do tanque, e faz o deslocamento angular, $\varphi = \cos^{-1}(\vec{h} \cdot \vec{j})$, do vetor horizontal \vec{h} do plano “N”, em relação ao vetor horizontal \vec{j} , do plano “K”, girando a placa de vidro. Os dois deslocamentos angulares, θ e φ , dos respectivos vetores, \vec{v} e \vec{h} , do plano “N”, estão vinculados ao ângulo de incidência $\alpha = \cos^{-1}(\vec{n} \cdot \vec{i})$, Eq. I-1, que é o ângulo entre a direção do raio incidente (sentido oposto ao vetor horizontal \vec{i}), e o vetor ortogonal, \vec{n} , do plano “N” da placa de vidro. O vetor \vec{c} é fixo ao sensor e gira horizontalmente em torno do eixo vertical, vetor vertical \vec{k} do plano “K”, e faz o deslocamento angular, $\rho = \cos^{-1}(\vec{c} \cdot \vec{j})$ em relação ao vetor horizontal \vec{j} do plano “K”.

O plano horizontal “K” é fixado à base do tanque e definido por seu vetor ortogonal, \vec{k} , que pertence ao sistema de coordenadas ortogonais ($\vec{i}, \vec{j}, \vec{k}$). O plano “N”, fixado à superfície do vidro, é definido por seu vetor normal, \vec{n} , que pertence ao sistema de coordenadas ortogonais ($\vec{n}, \vec{h}, \vec{v}$). O sistema de coordenadas ortogonais ($\vec{n}, \vec{h}, \vec{v}$) pode ser escrito em função do sistema de coordenadas ortogonais ($\vec{i}, \vec{j}, \vec{k}$) através do sistema de equações Eq. II-2. O plano de medidas “M”, definido pelo seu vetor ortogonal \vec{m} Eq. II-3, é ortogonal aos vetores coplanares \vec{n} e \vec{i} . O plano de incidência, “G”, ortogonal

ao plano “N” na superfície do vidro e coplanar aos vetores \vec{n} e \vec{i} , é definido pelo seu vetor ortogonal $\vec{g} = \vec{m}(\theta = 0 \varphi = \alpha)$. (na Figura II-6, o plano “G” é coplanar aos vetores \vec{f} , \vec{n} , \vec{r} e \vec{t})

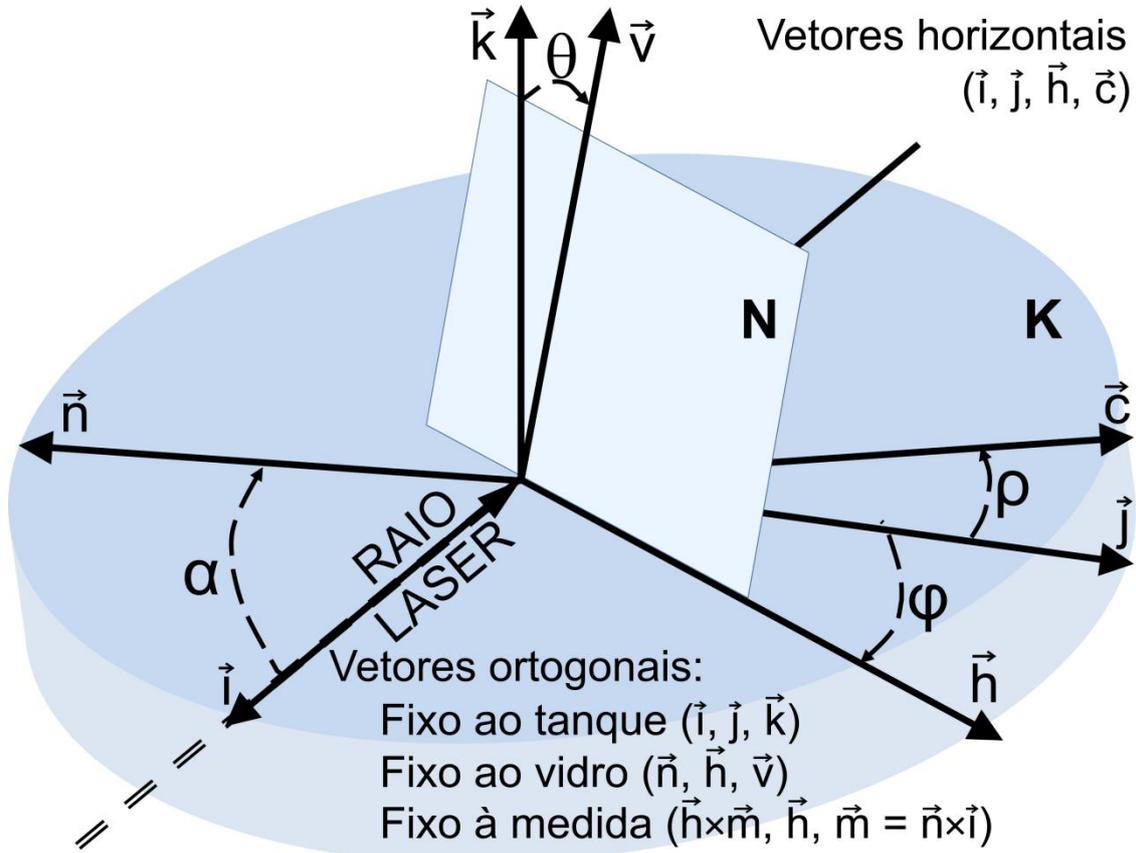


Figura II-9 Diagrama dos dois sistemas de coordenadas: fixo ao tanque e fixo ao vidro [7]

Se $\theta = 0^\circ$ Eq. II-2 $\rightarrow \alpha = \varphi$ Eq. I-1 $\rightarrow \tau = 0^\circ$ Eq. II-4 \rightarrow O plano de medidas “M” é o plano incidência “G”.

Se $\varphi = 0^\circ$ Eq. II-2 $\rightarrow \alpha = \theta$ Eq. I-1 $\rightarrow \tau = 90^\circ$ Eq. II-4 \rightarrow O plano de medidas “M”, vetor \vec{m} , é ortogonal ao plano de incidência “G”.

$$\alpha = \cos^{-1}(\vec{n} \cdot \vec{i}) = \cos^{-1}(\cos(\varphi) \cdot \cos(\theta)) \quad (\text{II-1})$$

$$\begin{bmatrix} \vec{n} \\ \vec{h} \\ \vec{v} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\varphi) \cdot \cos(\theta) & -\sin(\varphi) \cdot \cos(\theta) & \sin(\theta) \\ \sin(\varphi) & \cos(\varphi) & 0 \\ -\cos(\varphi) \cdot \sin(\theta) & \sin(\varphi) \cdot \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \vec{i} \\ \vec{j} \\ \vec{k} \end{bmatrix} \quad (\text{II-2})$$

$$\vec{m} = \vec{n} \times \vec{i} = -\sin(\theta) \cdot \vec{j} + \sin(\varphi) \cdot \cos(\theta) \cdot \vec{k} \quad (\text{II-3})$$

$$\tau = \cos^{-1}\left(\frac{\vec{k} \cdot \vec{m}}{|\vec{m}|}\right) = \cos^{-1}\left(\frac{\vec{k} \cdot \vec{m}}{\sqrt{(\text{sen}(\theta))^2 + (\text{sen}(\varphi)\cos(\theta))^2}}\right) \quad (\text{II-4})$$

4) Escolha dos ângulos para a medida do espalhamento da luz

A repartição, de um feixe luminoso, foi calculada pelo método de interpolação spline cúbico usando uma tabela do espalhamento da luz medida com a variação angular de 1° (arco trigonométrico). Para o cálculo da tabela foi admitida fixa todas as variáveis exceto a variável de interpolação. Foi considerada a variação do ângulo de incidência, α , no intervalo fechado $[0^\circ, 75^\circ]$. Os intervalos e as variações angulares foram decididos pelas dificuldades físicas e matemáticas. Por impedimento físico, não é possível medir a reflexão regular para o ângulo de incidência α igual a 0° . O espalhamento da luz refrativa e reflexiva foi considerado simétrico em relação ao plano de incidência “G”.

Verificando a Figura II-9, foram adotados os valores do ângulo de incidência, α , iguais a $0^\circ, 15^\circ, 30^\circ, 45^\circ, 60^\circ$ e 75° e o ângulo do sensor, ρ , vetor \vec{C} , com intervalos de 1° , em toda a circunferência, exceto a região que o suporte do medidor impede a passagem do raio laser. Pela montagem mostrada na Figura II-8, os detalhes mostrados na Figura II-9 e Eq. II-4, para cada ângulo de incidência, α , deve-se calcular os valores angulares θ e φ para impor a posição angular, τ , do plano de medidas, “M”. A posição angular, τ , do plano de medidas, “M”, varia no intervalo fechado $[0^\circ, 90^\circ]$, mas para o ângulo de $\alpha = 0^\circ$, há indeterminação no cálculo da posição angular, τ , Eq. II-4, do plano de medidas, “M” porque o vetor normal, \vec{n} , é colinear ao vetor, \vec{i} , do plano da base do tanque “K”, logo, o vetor \vec{m} , Eq. II-3, é nulo, conseqüentemente, a imagem da distribuição do espalhamento da luz é apresentada análoga a um sólido de revolução. As limitações físicas e matemáticas impuseram um plano de medidas para $\alpha = 0^\circ$, três planos de medidas para $\alpha = 15^\circ$, quatro planos de medidas para $\alpha = 30^\circ$, cinco planos de medidas para $\alpha = 45^\circ$, seis planos de medidas para $\alpha = 60^\circ$ e por último, sete planos de medidas para $\alpha = 75^\circ$. A Tabela II-1 mostra, para cada valor do ângulo de incidência α desejado, o primeiro valor do ângulo φ , os valores medidos de θ e φ e os valores obtidos de α e τ .

Tabela II-1 Valores obtidos de α et para os valores medidos de θ e φ [7]

	θ	φ	α Eq. I-1	τ Eq. I-4		θ	φ	α Eq. I-1	τ Eq. I-4
1	0°	0°	0,0°	0,0°	14	0°	60°	60,0°	0,0°
2	0°	15°	15,0°	0,0°	15	14°	59°	60,0°	16,2°
3	10°	11°	14,8°	42,7°	16	29°	55°	59,9°	34,1°
4	15°	0°	15,0°	90,0°	17	45°	45°	60,0°	54,7°
5	0°	30°	30,0°	0,0°	18	55°	29°	59,9°	71,2°
6	14°	27°	30,2°	28,8°	19	60	0°	60,0°	90,0°
7	25°	17°	29,9°	58,0°	20	0°	75°	75,0°	0,0°
8	30°	0°	30,0°	90,0°	21	15°	74°	75,6°	15,6°
9	0°	45°	45,0°	0,0°	22	28°	73°	75,0°	29,1°
10	15°	43°	45,1°	21,4°	23	44°	69°	75,1°	46,0°
11	30°	35°	44,8°	45,2°	24	57°	62°	75,2°	60,2°
12	41°	21°	45,2°	67,6°	25	69°	43°	74,8°	75,3°
13	45°	0°	45,0°	90,0°	26	75°	0°	75,0°	90,0°

II.2.3.4 Medidas obtidas no espalhamento da luz incidente em meio semitransparente, delimitado por superfícies ásperas

1) Espalhamento da luz medida no plano de incidência

O plano de incidência “G”, ortogonal ao plano da placa de vidro “N”, e coplanar aos vetores \vec{f} , \vec{n} , \vec{r} e \vec{t} , Figura II- 6, é o plano de medidas “M”, ou seja, $\theta = 0^\circ$ Eq. II-2 $\rightarrow \alpha = \varphi$ Eq. I-1 $\rightarrow \tau = 0^\circ$. Nestas condições a Figura II- 10 mostra a distribuição do espalhamento da luz incidente em uma placa de vidro impregnada com dióxido de titânio, em suas duas faces. O plano de medidas “M” é fixo no plano de incidência “G” e o ângulo de incidência α varia. É importantíssimo verificar que o valor de refração regular diminui com o aumento do ângulo de incidência, α , sem grande modificação na distribuição do espalhamento difuso da refração, a região “R” Figura II- 6, exceto para $\alpha = 75^\circ$, que apresenta grande modificação. A reflexão não é comentada porque não foi encontrada aplicação relacionada ao olho humano.

2) Projeção das medidas realizadas em vários planos de medidas

A Figura II- 11 mostra os percursos de medição do espalhamento da luz, em diversos ângulos, τ Eq. II- 4, do plano de medidas “M” em relação ao plano de

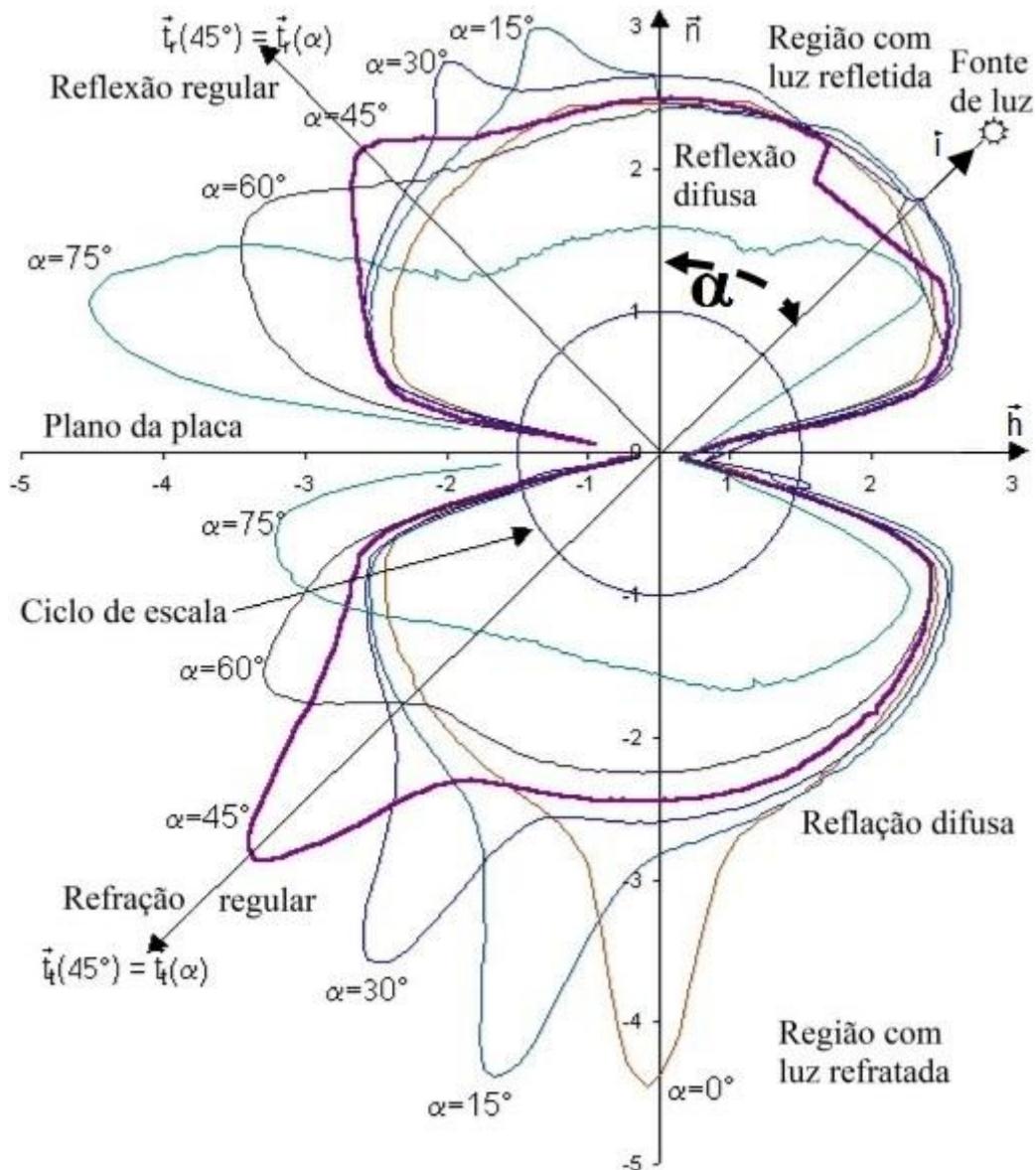


Figura II-10 Espalhamento, medido no plano de incidência “G”, da luz refratada e refletida pela placa de vidro impregnada com TiO₂, com seis diferentes ângulos de incidência α [7]

incidência “G”, projetados no plano “G”, considerando o mesmo ângulo de incidência $\alpha = 30^\circ$. Convém observar que as luminosidades com mesmo valor, em escala logarítmica, $L = 10$, $L = 100$, $L = 1000$ e $L = 10000$ aproximam-se de uma reta. Os diferentes valores máximos da refração regular, entre os planos de medida, resultam do desvio mostrado na Figura II- 5, para um sistema com três meios de medidas.

3) *Projeção das medidas realizadas em vários planos de interpolação*

A Figura II- 12 mostra os percursos de medição do espalhamento da luz, no sistema de interpolação projetados no plano de incidência “G”, considerando o mesmo ângulo de incidência $\alpha = 30^\circ$. É importante observar a distribuição do espalhamento

difuso da refração, a região “R” Figura II- 6.

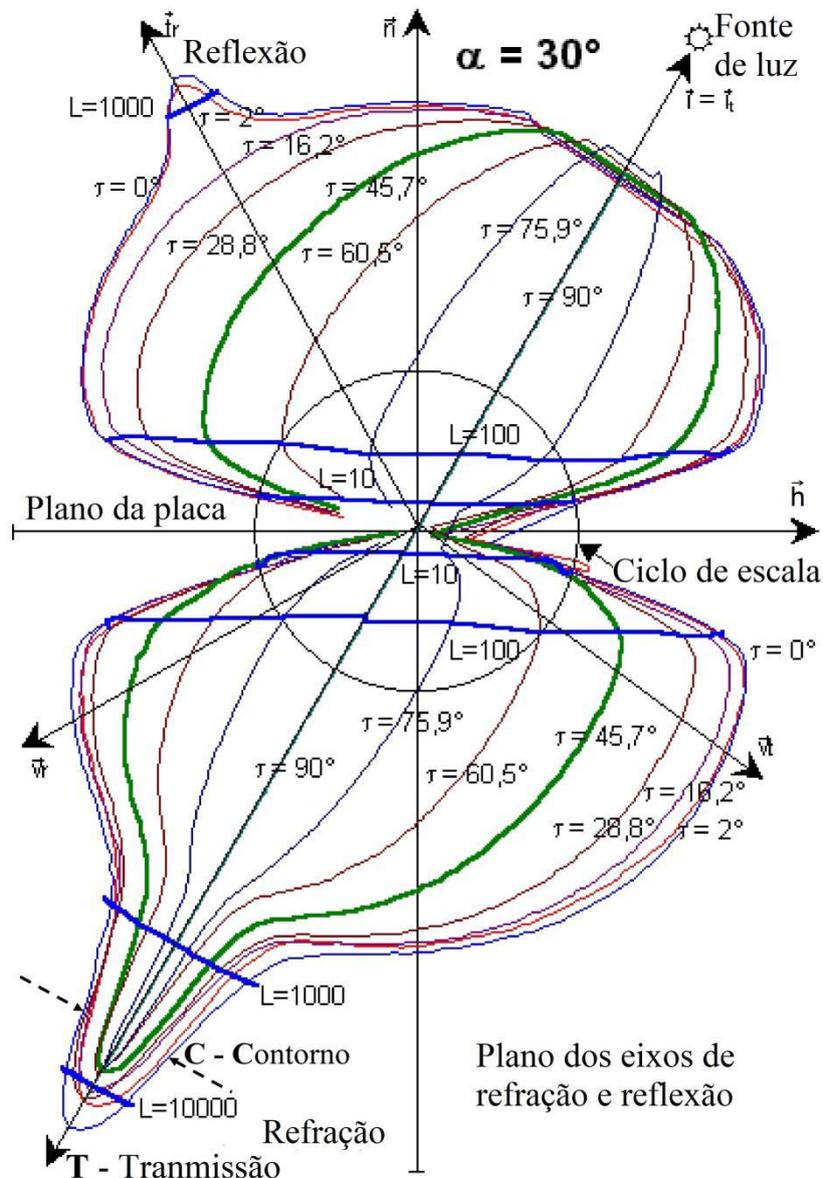


Figura II-11 Projeção no plano de incidência “G”, do espalhamento da luz refletida e refratada pela placa de vidro impregnada com TiO_2 , medidas em diversas posições do plano de medidas, ângulo τ , com o mesmo ângulo de incidência, $\alpha = 30^\circ$ [7]

II. 3. Reator bioquímico como modelo ocular

II. 3. 1 Balanço de massa aplicado a um reator químico

A Figura II- 13 mostra um diagrama simplificado de um reator químico contínuo para explicar, por analogia, a transferência de massa intraocular. Como reator contínuo, a vazão de saída é igual à de entrada e o volume da massa em movimento, dentro do reator, é constante, no estado estacionário. O reator tem um motor movimentando um

agitador, com velocidade constante, para homogeneizar a concentração dos compostos e evitar depósitos de compostos. Existe um sistema de controle instalado no reator que age nas válvulas de entrada, acionado, como variável independente, o nível do reator, transmitido através do medidor, para manter o volume interno constante. A equação Eq. II-5 [8] pode ser usada como balanço de massa para os objetivos deste trabalho. Uma reação química irreversível pode ser representada pela equação Eq. (II-A). nesse reator entram os compostos C_1 e C_2 e saem os compostos C_1 , C_2 e C_p .

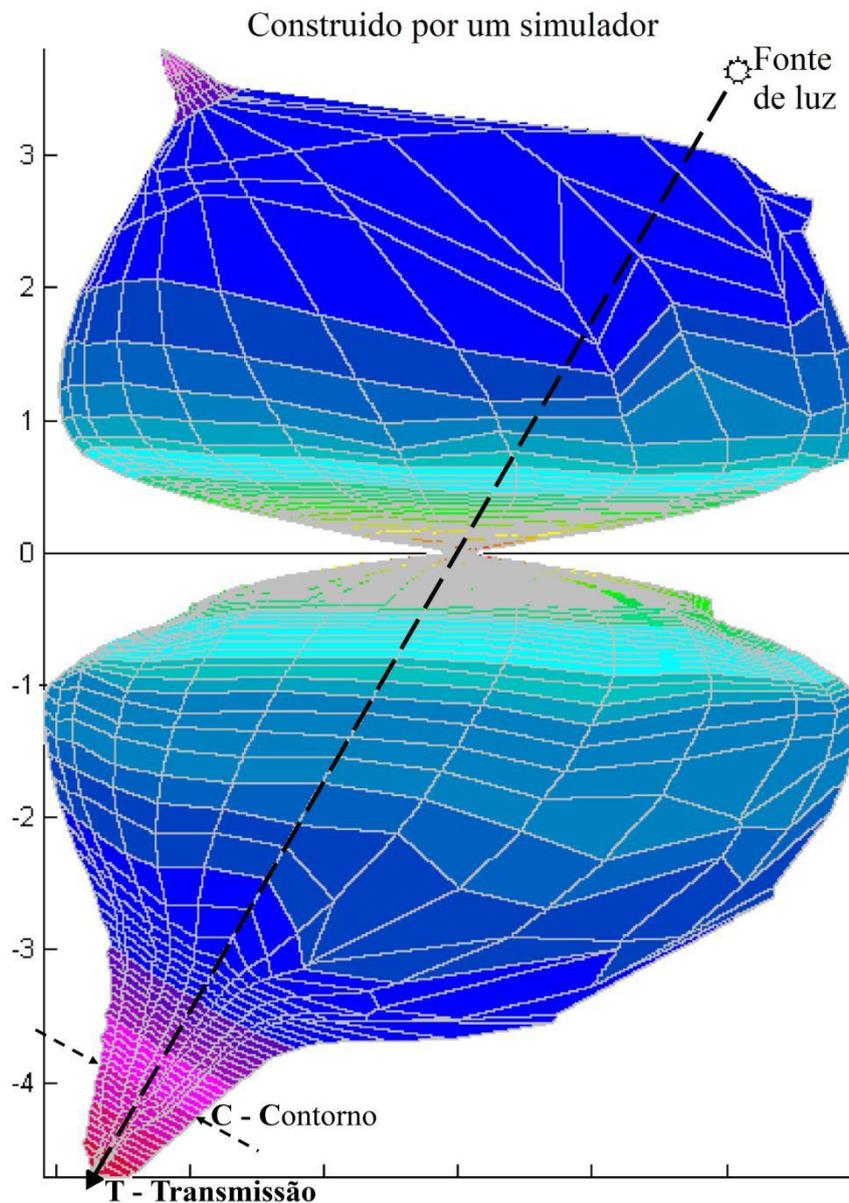


Figura II-12 Projeção no plano de incidência “G”, do espalhamento tridimensional da luz refletida e refratada pela placa de vidro impregnada com TiO_2 , calculadas no sistema de coordenadas para a interpolação, com o mesmo ângulo de incidência, $\alpha = 30^\circ$ [7]

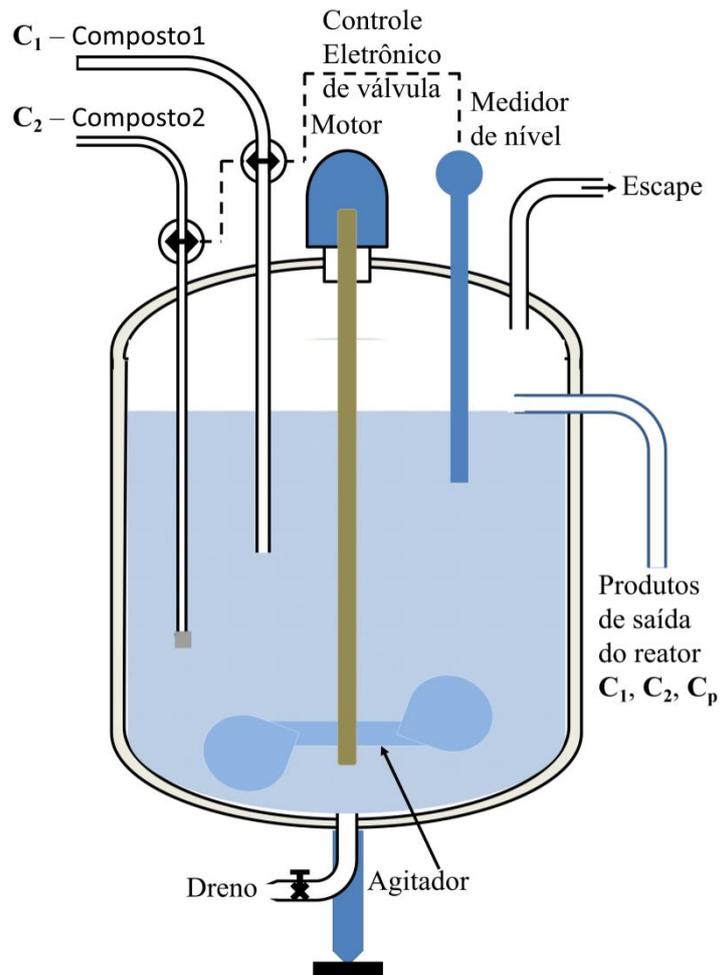


Figura II-13 Modelo de um reator contínuo

Se o primeiro membro da equação Eq. II- 5 é nulo, o sistema está em equilíbrio, ou seja, o sistema está em estado estacionário, logo, a soma da taxa de entrada com a taxa de geração é igual à soma da taxa de consumo com a taxa de saída. Se o primeiro membro da equação Eq. II- 5 é positivo ou negativo o sistema está em estado transitório, que, para compreensão deste trabalho, o sistema está em transição entre estados estacionários, com diferentes valores de operação, ou está em reajuste operacional para seu retorno ao estado estacionário inicial. Se o primeiro membro da equação Eq. II- 5 é positivo, a produção do composto está aumentando, caso seja negativo, a produção do composto está decrescendo. O acúmulo de compostos no reator químico foge da análise deste trabalho, porque a intenção é somente compreensão do processo.

$$\underbrace{\left(\frac{\text{Taxa de acúmulo do composto } i}{dc_i^1/dt} \right)}_{dc_i^1/dt} = \underbrace{\left(\frac{\text{Taxa de entrada do composto } i}{c_i^1} \right)}_{c_i^1} + \underbrace{\left(\frac{\text{Taxa de geração do composto } i}{c_g^1} \right)}_{c_g^1} - \underbrace{\left(\frac{\text{Taxa de consumo do composto } i}{c_c^1} \right)}_{c_c^1} - \underbrace{\left(\frac{\text{Taxa de saída do composto } i}{c_s^1} \right)}_{c_s^1} \quad (\text{II-5})$$



Na base molar, a equação Eq. II-5 aplicada aos três compostos do reator mostrado na Figura II- 13 são obtidas as equações Eq. II- 6, Eq. II- 7 e Eq. II- 8 [8].

$$dC_s^1/dt = C_e^1 - C_c^1 - C_s^1 \quad (\text{II-6})$$

$$dC_s^2/dt = C_e^2 - C_c^2 - C_s^2 \quad (\text{II-7})$$

$$dC_s^p/dt = C_g^p - C_s^p \quad (\text{II-8})$$

Ao considerar a reação reversível pode ser representada pela equação Eq. (II- B) e as equações Eq. II-6 e Eq. II-7 podem ser representadas, respectivamente, pelas equações Eq. II- 9 e Eq. II- 10.



$$dC_s^1/dt = C_e^1 + C_g^1 - C_c^1 - C_s^1 \quad (\text{II-9})$$

$$dC_s^2/dt = C_e^2 + C_g^2 - C_c^2 - C_s^2 \quad (\text{II-10})$$

Para o reator com reciclo a equação Eq. II- 8 pode ser representada pela equação Eq. II- 11.

$$dC_s^p/dt = C_e^p + C_g^p - C_s^p \quad (\text{II-11})$$

II. 3. 2 Balaço de massa aplicado ao crescimento populacional

Considerando a interdisciplinaridade do trabalho e explorando a compreensão da transferência de massa, a equação Eq. II-5 pode ser aplicada ao crescimento populacional de uma região ou território, Figura II- 14, reescrevendo na equação Eq. II- 12.

O crescimento nulo é indicativo de crescimento populacional estagnado, em estado estacionário. O crescimento positivo é indicativo de acréscimo de habitantes, por outro lado, o crescimento negativo é indicativo de redução de habitantes.

II. 3. 3 Olho humano modelado como reator bioquímico

1) *Suprimento e produção*

O diagrama do reator químico ou bioquímico, Figura II- 13, recebe o suprimento, C_1 , C_2 , e produzir o composto, C_p . O olho humano é um sistema com reciclo, que não está representado na Figura II- 13.

$$\underbrace{\left(\frac{\text{Taxa de Crescimento da população}}{C} \right)}_C = \underbrace{\left(\frac{\text{Taxa de Imigração}}{I} \right)}_I + \underbrace{\left(\frac{\text{Taxa de Nascimentos}}{N} \right)}_N - \underbrace{\left(\frac{\text{Taxa de Óbitos}}{O} \right)}_O - \underbrace{\left(\frac{\text{Taxa de Emigração}}{E} \right)}_E \quad (\text{II-12})$$



Figura II-14 Crescimento populacional em um Estado

No olho humano, as artérias transportam, para entrada intracular, com maior concentração, os nutrientes e oxigênio (O_2), como suprimento [9], e, com menor concentração, os resíduos metabólicos e dióxido de carbono (CO_2), como reciclo. Por outro lado, as veias recebem e transportam da saída, com maior concentração, os resíduos metabólicos e dióxido de carbono (CO_2), como produção [9], e, com menor concentração, nutrientes e oxigênio (O_2), não utilizados. O suprimento é para manter vivo o olho humano, (no reator, na manutenção é retirado os resíduos, no olho humano não existe manutenção), ou seja, entra o suprimento e sai o lixo, para ser descartado pelo corpo humano.

2) Função

O reator químico, Figura II- 13, só produz compostos, químicos ou bioquímicos, C_p , a partir dos insumos de entrada, C_1, C_2 .

O olho humano recebe os raios luminosos incidentes na superfície anterior da córnea e transmite para projeção da imagem na retina. Os raios luminosos, que formam a imagem, são separados, através da convergência interna. A imagem luminosa,

projetada na retina, é codificada, transformada em sinais eletroquímicos e transmitidos através de redes neuronais para a geração da percepção visual consciente [10].

3) Controle

No reator, o controle está diretamente ligado a sua função. O processamento da diferença entre cada valor desejado (setpoint - valor de referência) e o valor medido na saída do sistema (nível - variável controlada) serve de intervenção na unidade de entrada do sistema (vazão de C_1 e C_2 - variáveis manipuladas), esta é a base do controle de um sistema retroalimentado.

O sistema de controle está associado aos parâmetros que influenciam na qualidade da produção dos compostos. A Figura II- 13 mostra, em diagrama, um reator controlando as válvulas de entrada dos suprimentos (C_1 e C_2 - variáveis manipuladas) a partir do nível do líquido no reator (nível - variável controlada), naturalmente, em sistemas mais complexos podem adicionar outros controles.

No olho humano, a imagem, projetada na retina, é transmitida ao cérebro, através do II nervo craniano, após convertida em sinais eletroquímicos (corresponde à variável controlada). O cérebro faz movimentar os músculos oculomotores (corresponde às variáveis manipuladas), através dos nervos cranianos III, IV e VI, para ajustar e obter a melhor interpretação da imagem projetada na retina.

4) Transferência de massa

No reator, a agitação e movimentação da massa móvel, são atividades primárias, e o objetivo do reator químico contínuo, Figura II- 13, é a obtenção do composto, C_p , na saída do reator, a partir da entrada, C_1 e C_2 .

No olho, assim como no reator, a agitação da massa móvel é necessária para manter homogênea a concentração de seus componentes e evitar depósitos.

No olho humano a agitação intraocular é uma atividade secundária, porque, é produzida em consequência do controle neural, para melhorar a interpretação da imagem projetada na retina (dimensão, posição relativa, forma, cor, movimento ocular). Este trabalho está concentrado na falha da atividade ocular secundária, a falha do mecanismo de transferência de massa por convecção forçada causa acúmulo de resíduos metabólicos em diversos estados de desidratação que influencia na interpretação da imagem projetada na retina e suas consequentes patologias, inclusive, vários estados de cegueira.

CAPÍTULO - III
ANÁLISE DAS PUBLICAÇÕES

III. 1. Considerações iniciais

Todas as patologias analisadas nesse trabalho são as originárias do acúmulo intraocular de resíduos metabólicos desidratados, sendo assim, não são considerados os acidentes e patologias de origem hereditárias ou genéticas. Não é considerado o desenvolvimento patológico que dependa da genética, da alimentação e da poluição.

III. 2. Comunicação entre os olhos e o cérebro

Um terço dos doze pares de nervos cranianos é exclusivamente destinado ao sistema ocular. A transferência de informação entre o cérebro e o sistema ocular pode ser ipsilateral ou contralateral.

Ipsilateral [11]

- A transferência da imagem, do campo visual nasal, projetada na retina temporal (II par craniano - nervo óptico);
- Ação sobre os músculos, reto medial, reto superior, reto inferior, oblíquo inferior, levantador da pálpebra superior, corpo ciliar e a íris (III par craniano - nervo oculomotor comum);
- Ação sobre o músculo reto lateral (VI par craniano - nervo abducente).

Contralateral [11]

- A transferência da imagem, do campo visual temporal, projetada na retina nasal (II par craniano - nervo óptico);
- Ação sobre o músculo oblíquo superior (IV par craniano - nervo troclear).

III. 3. Principais controles e funções dos anexos oculares

- Controle da focalização** Controle com constante de tempo menor [4]

Músculo ciliar – Manter focalizada a projeção de interesse do paciente. Movimenta, por convecção forçada, a massa móvel do cristalino;

- Controle de fixação visual** Controle com constante de tempo intermediário [4]

Músculos retos – Manter os eixos visuais fixado no ponto de focalização, ou seja, manter projetado no centro das fôveas as imagens do ponto de focalização;

- Controle de fusão** Controle com constante de tempo maior [4]

Músculo oblíquo superior – Mudar a curvatura da córnea para a fusão de imagens, ou seja, acomodação da córnea. Para a acomodação da córnea, o globo ocular varia suas dimensões, assim como, a pressão intraocular. Movimenta, por convecção forçada, a massa móvel da córnea e retina, além de movimentar a malha trabecular, para evitar sua obstrução.

Músculo oblíquo inferior – Como antagônico ao músculo oblíquo superior, impede o movimento patológico torsional.

•**Anexos**

Íris – Controlar a abertura de passagem da luz para melhorar a imagem projetada na fóvea, ou seja, eliminar os raios luminosos difusos no ambiente externo e refratados pela córnea. A íris também serve de diafragma, para evitar a passagem de retorno, do humor aquoso, para a câmara posterior, por causa da variação da pressão intraocular;

Músculo elevador – Abertura voluntária da pálpebra;

Cílios – Sensor para o encontro suave das pálpebras (III par craniano – nervo oculomotor comum);

Supercílio – Eleva a sobrancelha e enruga a região frontal, exibindo sulcos horizontais (VII par craniano – nervo facial).

Porção orbitária do músculo orbicular – Função encerramento forçado da pálpebra (VII par craniano – nervo facial).

III. 4. Lateralidade [4]

Para ajudar na explicação sobre a lateralidade da visão natural é analisada a convergência dos eixos visuais de uma pessoa manipulando, com as duas mãos, um pequeno objeto. nesse caso os eixos visuais têm o ponto de convergência no pequeno objeto. Para facilitar a exposição são usados os termos mão direita e mão esquerda.

Focalização e fixação

A mão direita está no campo visual nasal do olho contralateral e é projetada na sua retina temporal, por outro lado, a mão esquerda está no campo visual nasal do olho contralateral e é projetada na sua retina temporal. A imagem projetada na retina temporal é transmitida ao hemisfério ipsilateral. Ou seja, excetuando os movimentos realizados pelo músculo oblíquo superior, todos os outros movimentos oculares são controlados pelo hemisfério ipsilateral, que também controla o membro superior

contralateral, então, o membro superior reflete a sua imagem, através do olho contralateral, para ser usada em seu controle.

Fusão

A mão direita também está no campo visual temporal do olho ipsilateral e é projetada na sua retina nasal, por outro lado, a mão esquerda está no campo visual temporal do olho ipsilateral e é projetada sua na retina nasal. A imagem projetada na retina nasal é transmitida ao hemisfério contralateral. Ou seja, os movimentos realizados pelo músculo oblíquo superior são controlados pelo hemisfério contralateral, para acomodar a curvatura da córnea de seu olho, ajustando à imagem transmitida ao hemisfério, através da retina temporal do olho contralateral, por outro lado, o hemisfério ipsilateral controla o músculo oblíquo inferior, como reação antagônica à força torcional, durante a acomodação da córnea de seu olho.

A dominância ocular é contralateral ao deslocamento lateral do olho, para manter sob controle, no campo visual nasal, a linha do percurso entre os pontos de focalização e do novo objetivo.

Como conclusão, a lateralidade, do olho, da mão e do pé é o resultado de treino com ou sem ocorrência patológica. O pesquisador não encontrou alguém canhota que mudasse o câmbio do carro, com a mão esquerda, ao conduzir o seu veículo. É bom lembrar que na sociedade brasileira é estimulada a lateralidade destra e não deve estar ligada a lateralidade no trânsito. Os abridores de latas e as tesouras estão entre os objetos destinados aos destros.

III. 5. Massa móvel intraocular

As descrições estão voltadas para enfatizar o movimento da massa móvel intraocular. No olho humano existem dois mecanismos de convecção forçada independentes, mas interligados: a acomodação da córnea (o sistema de fusão de imagens) e a acomodação do cristalino (o sistema de focalização).

1) Entrada - Alimentação

Entrada - Nutriente + O₂

O sistema de alimentação do olho é composto por três entradas independentes, supridas pelo sistema circulatório. No reator, mostrado na Figura II- 13, existem duas

entradas independentes, controladas através da mesma variável de controle, o nível interno do reator.

A Figura III-1 mostra, em diagrama, a representação do suprimento do olho humano, em três entradas independentes.

•Lágrima

Fluido produzido pela glândula lacrimal, localizada na parte anterior e lateral do teto da órbita ocular. Entre as funções, a lágrima lubrifica e nutre a superfície ocular, além de colaborar na captação do oxigênio do ar e arrastar resíduos metabólicos produzidos pelo epitélio corneano. A Figura III-1 mostra, em diagrama, o suprimento lagrimal. A acomodação da córnea provoca a penetração dos suprimentos por convecção forçada.

•Humor aquoso

Fluido produzido nos processos ciliares, localizado na câmara posterior que preenche as câmaras a anterior e a posterior, contribuindo para a regulação da pressão interna do globo ocular. Sua mais importante função é nutrir e fornecer O_2 ao cristalino e recebe os seus resíduos metabólicos com CO_2 , circular através da pupila para câmara anterior, por diferença de pressão, onde nutri e fornece O_2 ao estroma corneano e recebe os seus resíduos metabólicos com CO_2 . A Figura III-1 mostra, em diagrama, a circulação do humor aquoso para o suprimento do cristalino e do estroma corneano. A acomodação da córnea e do cristalino fazem parte de seus mecanismos de transferência de massa por convecção forçada.

•Nutrientes da retina

O suprimento de nutrientes e oxigênio da retina é realizado através da coróide, uma fina membrana com muitos vasos sanguíneos, localizada entre a retina e a camada esclera. A Figura III-1 mostra, em diagrama, a alimentação da retina. As variações das dimensões do globo ocular e da pressão intraocular fazem parte do seu mecanismo de transferência de massa por convecção forçada.

2) Saída - Escadouro

Saída - Nutrientes + O_2 + Resíduos metabólicos + CO_2



Figura III-1
Diagrama da representação do sistema de suprimento do olho humano

O sistema de drenagem ocular é composto por três saídas independentes, porém, somente uma saída não retorna ao sistema circulatório. No reator, mostrado na Figura II-13, existem duas saídas independentes, a principal com os produtos e um escape.

A Figura III-2 mostra, em diagrama, a representação da drenagem natural dos resíduos metabólicos do olho humano, em três saídas independentes.

•**Nasal**

A lágrima, com O₂, resíduos metabólicos e CO₂, é expelida pelo epitélio corneano, por convecção forçada e térmica, e drenado através dos pontos lacrimais, superior e inferior, para ser transportado pelos canaliculos superior e inferior, até cavidade nasal, através do ducto nasolacrimonial. A Figura III-2 mostra, em diagrama, o sumidouro através da narina. Há transbordamento através da pálpebra inferior se a produção lacrimal for excessiva

•**Externa**

A lágrima excessiva transborda pela pálpebra inferior. No reator, mostrado na Figura II-13, corresponde à saída através do escape. A Figura III-2 mostra, em diagrama, o sumidouro do excesso de lágrima.

•**Malha trabecular**

O humor aquoso, o O₂, os resíduos metabólicos com CO₂ expelido pelo cristalino e estroma corneano passa através da estrutura porosa da malha trabecular, um filtro, localizada em torno da circunferência da câmara anterior, e é drenado pelo canal de Schlemm, para a corrente sanguínea. A Figura III-2 mostra, em diagrama, o sumidouro de retorno ao sistema circulatório, por diferença de pressão. O movimento de acomodação da córnea movimentam o meio poroso da malha trabecular e evita sua obstrução.

•**Retinal**

Os resíduos metabólicos com CO₂ produzidos pela retina são arrastados pelos nutrientes e O₂, não utilizados, através do mesmo meio de entrada do suprimento, a

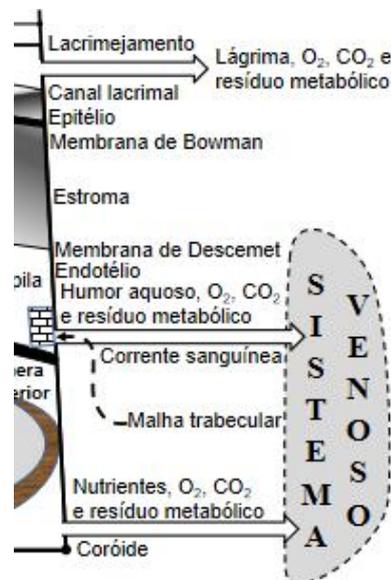


Figura III-2 Diagrama do sistema de drenagem ocular

coróide. A Figura III-2 mostra, em diagrama, o sumidouro de retorno ao sistema circulatório, por diferença de pressão. As variações das dimensões do globo ocular e da pressão intraocular provocam o fluxo de transferência de massa por convecção forçada.

3) *Córnea* [1]

“A córnea não é tão rígida e estável como se pensava, ela possui propriedades viscoelásticas.” [12].

O ser humano tem dois olhos para visualizar, as imagens do campo visual, como imagem única. Embora não haja encontrado fora das publicações do autor, a córnea tem a função primária de ajustar a imagem projetada na retina nasal à imagem projetada na retina temporal contralateral, através da ação do músculo oblíquo superior ipsilateral. Esse ajuste de imagem resulta na acomodação da córnea é o resultado da ação motora do músculo oblíquo superior, para fusão das imagens nasal com a temporal contralateral, assim como, variar a pressão intraocular e movimentar a massa móvel intraocular, na córnea, na malha trabecular e na retina, por convecção forçada, para evitar as principais patologias oculares. A fusão das imagens é a justificativa matemática para a maior precisão da visão binocular, em relação à visão monocular, conforme a percepção humana, porque é enviado para o cérebro processar e ajustar, as projeções de duas imagens, do mesmo objeto, que produzem o dobro de pontos transmitidos, ou seja, precisão matemática é superior ao dobro, em relação a projeção obtida com um olho. A movimentação da massa móvel, por convecção forçada é a base deste trabalho e das publicações [1 – 4, 9, 13 – 22].

A Figura III-3 mostra, em diagrama, o modelo da representação da córnea como dois meios transparentes porosos, flexíveis, com diferentes espessuras, denominados Meio anterior e Meio posterior, unidos através do Meio central transparente flexível, fino, resistente e impermeável. Os dois meios porosos, o anterior e o posterior, representam,

respectivamente, 10% e 90% da espessura total. O meio central conduz a curvatura de acomodação e cada meio poroso tem via única de entrada e saída, respectivamente, para entrada dos suprimentos e saída dos resíduos metabólicos conforme a flexão do meio central. Os volumes dos meios porosos são ampliados com o raio de curvatura do meio central e os meios móveis, em suas respectivas superfícies, são aspirados, por

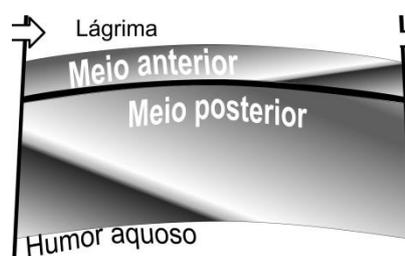


Figura III-3 Diagrama da representação da córnea do olho humano natural

convecção forçada, para seus respectivos interiores, e os volumes dos meios porosos são reduzidos com o raio de curvatura do meio central e os meios móveis, em seus interiores, são expelidos, por convecção forçadas, para suas respectivas superfícies.

•Epitélio

Para analisar a transferência de massa, o epitélio está modelado como Meio anterior, na Figura III-3, como um meio poroso flexível e transparente, com abertura única, para o fluxo de entrada e saída, do meio móvel, na superfície anterior (via com sentido duplo), e está unido à superfície anterior do Meio central. A convecção forçada é o processo mecânico de transferência de massa. Também existe a transferência por convecção térmica, provocada pela diferença de temperatura entre as superfícies anterior e posterior do epitélio, o Meio anterior (via com sentido único), ajuda na eliminação dos resíduos metabólicos, mas não está modelado na Figura III-3.

•Membrana de Bowman

A transferência de massa da membrana de Bowman não foi considerada nos estudos, mas está modelada, na Figura III-3, como o Meio central, transparente, fino, flexível, resistente e impermeável.

•Estroma

Para analisar a transferência de massa, no estroma, na membrana de Descemet e no endotélio epitélio estão modelados, na Figura III-3, como o meio poroso flexível e transparente, Meio posterior, com abertura única para o fluxo de entrada e saída do meio móvel, na superfície posterior (via com sentido duplo), e está unido à superfície posterior do meio central. A convecção forçada é o processo mecânico de transferência de massa.

4) Retina

Para analisar a transferência de massa, a retina está modelada, na Figura III-4, como um meio poroso flexível e transparente, com abertura única, para o fluxo de entrada e saída, do meio móvel na superfície posterior (via com sentido duplo). A convecção forçada é o processo mecânico de transferência de massa.



Figura III-4 Diagrama da representação da retina do olho humano natural

5) *Cristalino*

Para analisar a transferência de massa, o cristalino está modelado, na Figura III-5, como um meio poroso flexível e transparente, para o fluxo de entrada e saída, do meio móvel em via com sentido duplo. A convecção forçada é o processo mecânico de transferência de massa, provocada pela sua acomodação, sob ação do músculo ciliar.

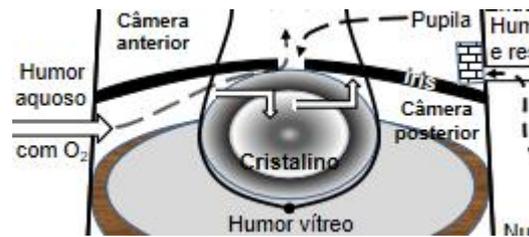


Figura III-5 Diagrama da representação do cristalino do olho humano natural

6) *Humor vítreo*

É uma substância gelatinosa e viscosa que está entre o cristalino e a retina, Figura III-4. Ela tem a função mecânica de transmitir a variação de pressão para a retina, causada pela variação da curvatura da córnea e manter o formato do olho [15]. A transferência de massa é muito lenta em relação à transferência de massa abordada nesse trabalho, logo, pode ser considerado um meio flexível sem poros, a transferência de massa é considerada nula.

7) *Diagrama completo dos mecanismos de convecção forçada*

A Figura III-6 mostra o diagrama completo dos dois sistemas de convecção forçada do meio móvel intraocular. O mecanismo “A”, Figura III-6, é o modelo associado ao comandado pelo músculo ciliar, para a acomodação do cristalino, no processo de focalização e o mecanismo “B”, Figura III-6, é o modelo associado ao comandado pelo músculo oblíquo superior para a variação da potência dióptrica cilíndrica da córnea, no processo de fusão de imagens

O diagrama apresentado na Figura III-6 é uma atualização do diagrama apresentado em [9], para mostrar a relação entre os movimentos ocular e seus efeitos na transferência de massa por convecção forçada. Os diagramas relacionados aos movimentos naturais da massa móvel intraocular foram mostrados como subsistemas de alimentação, Figura III-1, e de drenagem, Figura III-2, assim como, as representações dos modelos naturais da córnea, Figura III-3, da retina e do humor vítreo, Figura III-4, e do cristalino, Figura III-5, como partes do diagrama completo mostrado na Figura III-6.

Seguindo a Figura III-6 observa:

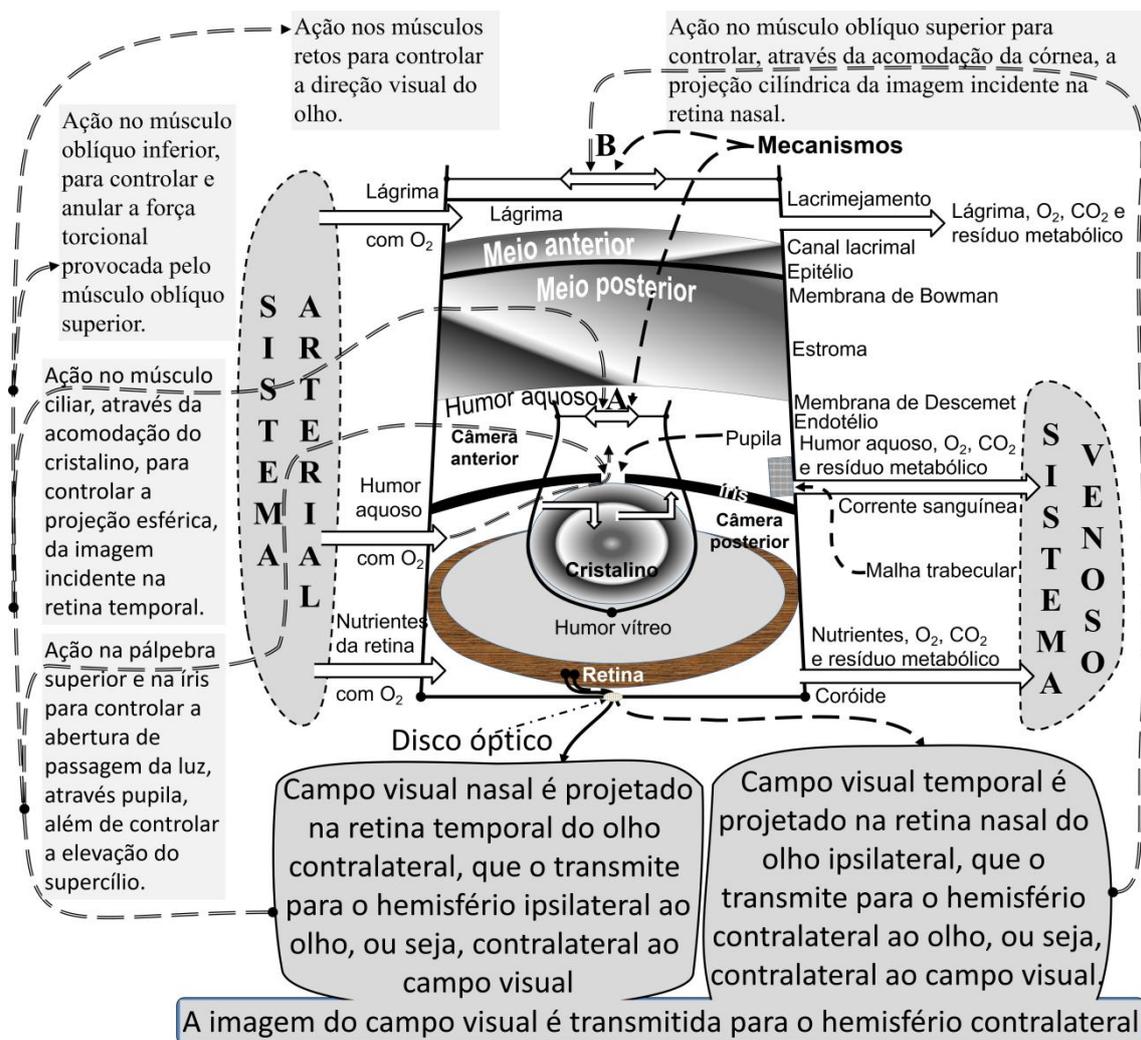


Figura III-6 Diagrama da representação dos sistemas de convecção forçada do meio móvel intraocular natural

• **Campo visual nasal** – Transmitido para o hemisfério cerebral contralateral.

Subsidia o controle da pálpebra superior e a íris, controlam a entrada de luz através da pupila. Quando a redução do diâmetro da pupila mantém o desconforto visual o paciente recorre à redução da fissura palpebral. A redução da fissura palpebral é um recurso usado pelo paciente quando está com a pupila dilatada, mas, a necessidade recorrente do uso deste recurso é entendida, nesse trabalho, como patológico. Pode haver necessidade do enrugamento a região frontal, para levantamento do supercílio, exibindo sulcos horizontais, quando a sobrancelha ocupa alguma região do campo visual superior [16].

Subsidia o controle do músculo ciliar para a acomodação do cristalino para obter melhor focalização da região de interesse do paciente e, em adição, impulsiona a convecção forçada da massa móvel do cristalino.

Subsidia o controle do músculo oblíquo inferior, como antagonista à força de torcional provocada pelo músculo oblíquo superior para impedir o movimento patológico de ciclotorção ou ciclotorção.

Subsidia o controle dos músculos retos para manter ou mudar a direção do eixo visual ao objetivo do paciente.

- **Campo visual temporal** – Transmitido para o hemisfério cerebral contralateral.

Subsidia o controle do músculo oblíquo superior para a acomodação da córnea para obter melhor fusão da imagem originada no correspondente campo visual nasal e, em adição, impulsiona a convecção forçada da massa móvel na córnea e na retina, varia as dimensões do globo ocular e, em consequência, varia a pressão intraocular, além, de movimentar a malha trabecular evitando sua obstrução.

• **Sistema mecânico de convecção forçada**

Para movimentar a massa móvel é necessário entender as forças intraoculares que impulsionam os dois sistemas convecção forçada.

I. Sistema mecânico “A” Acomodação do cristalino (mais rápido [4])

Sistema depende da imagem projetada na retina temporal do olho ipsilateral, na falta da imagem o sistema usa a imagem projetada na retina nasal do olho contralateral. No universo da pesquisa bibliográfica, nada foi encontrado sobre a movimentação de massa no cristalino, então a hipótese admitida foi publicada em [17]. O cristalino é alimentado pelo o humor aquoso armazenado na câmara posterior e despeja a massa móvel na câmara posterior. Como modelo de meio poroso flexível, uma esponja (via com sentido duplo). A manutenção da massa móvel estagnada, no cristalino, desidrata os resíduos metabólicos que pode tornar o cristalino opaco e causar cegueira.

Contração do mecanismo “A”

Aumenta a curvatura do cristalino e reduz o seu volume, expulsando a massa móvel.

Expansão do mecanismo “A”

Reduz a curvatura do cristalino e aumenta o seu volume, absorvendo a massa

móvel.

II.Sistema mecânico “B” Dioptria cilíndrica da córnea (mais lento [4])

Sistema é estimulado pela fusão da imagem projetada na retina nasal com a imagem projetada na retina temporal do olho contralateral.

Contração do mecanismo “B”

▪Córnea [1]

Aumenta a curvatura da córnea e reduz o seu volume, expulsando a massa móvel do meio poroso flexível do Meio anterior (via com sentido duplo) para o filme lacrimal e a massa móvel do meio poroso flexível do Meio posterior (via com sentido duplo) para a câmara anterior.

▪Globo ocular

Reduz o volume intraocular e comprime o espaço entre a coróide e o humor vítreo.

▪Pressão intraocular

Aumenta devido à redução do volume intraocular disponível.

▪Íris

Na função de diafragma, impede o retorno do humor aquoso da câmara anterior para a câmara posterior, através da pupila (via com sentido único), para não comprometer a alimentação do cristalino.

▪Retina

Devido à compressão do espaço entre o humor vítreo e a esclerótica, reduz seu volume e expulsa a massa móvel do meio poroso flexível (via com sentido duplo) para a esclerótica, através da coróide.

▪Malha trabecular

O meio flexível poroso (via com sentido único) drena, pelo canal de Schlemm para a corrente sanguínea, o humor aquoso, a massa móvel, devido à diferença de pressão (aumenta a vazão).

Expansão do mecanismo “B”

▪Córnea

Reduz a curvatura da córnea e aumenta o seu volume, absorvendo a massa móvel do filme lacrimal para o meio poroso flexível do Meio anterior (via com sentido duplo), e a massa móvel da câmara anterior para do meio poroso flexível do meio posterior (via com sentido duplo).

▪Globo ocular

Aumenta o volume intraocular e expande o espaço entre a coróide e o humor vítreo.

▪Pressão intraocular

Reduz devido ao aumento do volume intraocular disponível.

▪Íris

Na função de diafragma, permite a passagem do humor aquoso da câmara posterior para a câmara anterior, através da pupila (via com sentido único).

▪Retina

Devido à expansão do espaço entre o humor vítreo e a esclerótica, aumenta seu volume e absorve a massa móvel da esclerótica para o meio poroso flexível (via com sentido duplo), através da coróide.

▪Malha trabecular

O meio flexível poroso (via com sentido único) drena, pelo canal de Schlemm para a corrente sanguínea, o humor aquoso, a massa móvel, devido à diferença de pressão (reduz a vazão).

CAPÍTULO - IV
NOVAS EVIDÊNCIAS

IV. 1. Movimento de massa intraocular

IV.1.1 Pós imagem negativa

Conforme [23] imagens residuais negativas foram, por muito tempo, ativamente estudadas, mas são consideradas como ilusões visuais, porém nesse trabalho considera que os olhos transmitem ao cérebro, em formas de sinais neurais, as imagens projetadas em suas retinas, assim como, é admitida como patologia qualquer divergência entre a informação real e a informação transmitida ao cérebro, então, a pós imagem negativa é uma das patologias oculares.

Na formação da pós imagem negativa existem dois fenômenos, a degradação das bordas e a formação da imagem complementar. Ambos são originários do acúmulo intraocular de resíduos metabólicos desidratados, porém, a degradação das bordas é uma consequência direta do acúmulo de resíduos na córnea e no cristalino enquanto que a formação da imagem complementar é uma consequência direta do acúmulo de resíduos na retina, mas, o acúmulo e desidratação ocorrem simultaneamente na córnea, no cristalino e na retina [9] devido ao defeito dos dois mecanismos de convecção forçada intraoculares.

IV. 1. 1. 1 Degradação das bordas

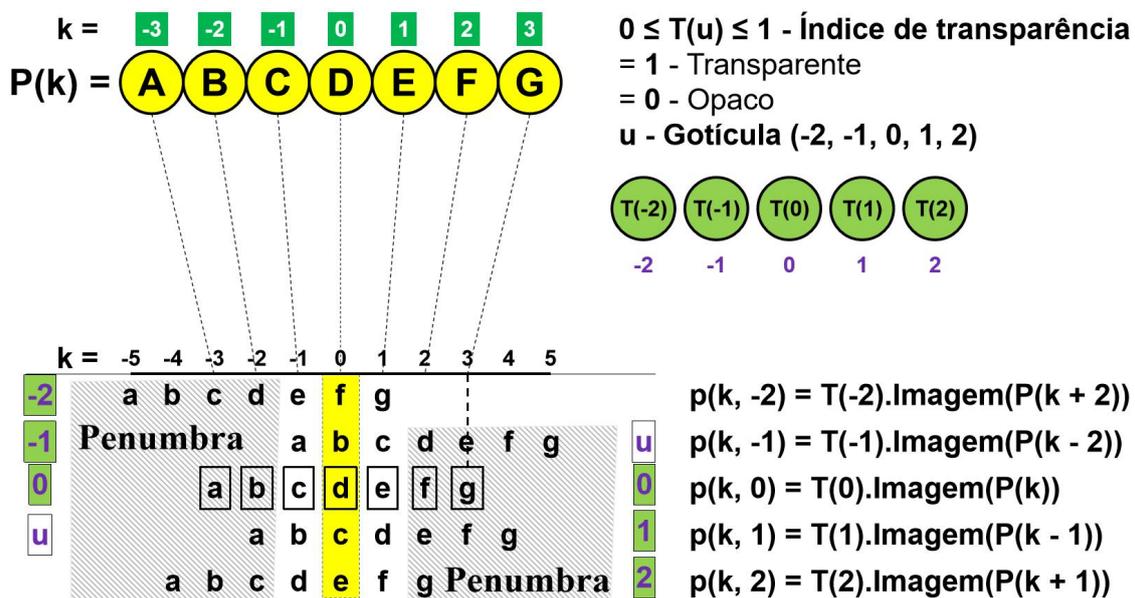
A. Modelo matemático discreto bidimensional

No olho natural a projeção na retina é única e pode aplicar as leis fundamentais da física, que tratam dos fenômenos da refração apresentadas na Figura II- 5, mas para estudar as patologias oculares é necessário iniciar pelas observações de Scheiner, (apud [24]).

Em 1619, Christoph Scheiner, (apud [24]), um astrônomo e jesuíta alemão, foi quem, pela primeira vez, observou diferentes distâncias para o mesmo alvo, quando visualizado em diferentes ângulos, através de um pequeno orifício, em uma cartolina. Analogamente, o paciente observou várias imagens, com tonalidades diferentes, ao olhar um led circular verde ligado. Este é o resultado da superposição das projeções da mesma imagem com diferentes focalizações e intensidades. O paciente consultou outras pessoas que descreveram semelhantes sintomas visuais. Em [2] foi descrito, em forma de diagrama esquemático, como as gotículas intraoculares podem reproduzir os efeitos descritos por Scheiner, além de simular os sintomas da miopia, hipermetropia e astigmatismo como diferentes sintomas de uma única causa, acúmulo de resíduos

metabólicos intraoculares desidratado, em forma de gotículas, devido ao defeito no mecanismo de convecção forçada da massa móvel intraocular. As gotículas formam um sistema discreto que projeta a mesma imagem em diferentes locais da retina com diferentes intensidades e dimensões.

De forma simplificada, em relação à simplificação simulada em [2], a Figura IV-1 apresenta um seguimento de reta para simular as superposições de imagens projetadas na retina, através das gotículas de resíduos metabólicos intraoculares. O seguimento de reta é composto por sete (7) segmentos, com diferentes emissividades



Equação geral para o ponto k da imagem

$$s(k) = p(k, -2) + p(k, -1) + p(k, 0) + p(k, 1) + p(k, 2)$$

Ex.: $k = 0 \rightarrow s(0) = f + b + d + c + e$

Figura IV-1 Diagrama para mostrar as superposições das projeções da imagem na retina

luminosas e localizados através de números. As emissividades estão na relação ordenada $P(k) = \{(-3, A), (-2, B), (-1, C), (0, D), (1, E), (2, F), (3, G)\}$. As letras maiúsculas, escritas em cor preta no interior de seus respectivos círculos em cor amarela e localizada nos respectivos números em cor branca no interior de seus respectivos retângulos em cor verde, denominadas “P(k)”, representam as emissividades luminosas. Este conjunto de seguimentos é projetado na mesma linha da retina, através de cinco gotículas dispostas na mesma linha reta (discretas, denominadas através de valores inteiros sequenciais, a partir da posição “-2” e, genericamente, através da letra

minúscula “u”) em suas correspondentes letras minúsculas e mesma sequência (isto é uma simplificação), denominadas “p(k,u)”. O paciente ao olhar através do pequeno orifício central, da linha reta (a posição referência zero (0)), as letras maiúsculas, o paciente eliminar todas as outras projeções e enxerga nitidamente todas as letras maiúsculas cujas projeções, na sua retina, são as letras minúsculas do interior dos respectivos retângulos. Estas projeções estão associadas a uma gotícula de resíduo metabólico desidratado posicionadas em linha reta que tem a capacidade de transmissão “ $T(u = 0) = (0 \leq T(0) \leq 1)$ ” (u = 0 zero (0) é a posição de referência, $T(u) = 1$, transmissão máxima, $T(u) = 0$, sem transmissão, opaco). Nas colunas da esquerda e da direita, têm a letra “u” e seus números identificadores em cor preta, em seus respectivos retângulos em cor verde, para indicar a posição numérica da gotícula selecionada. nesse caso, através da gotícula posicionada em zero (0), projeta, na retina, em linha reta, os segmentos identificados com letras minúsculas escritas no interior dos respectivos retângulos. Quando o paciente faz um pequeno deslocamento da cartolina, para o orifício à sua esquerda, o orifício seleciona a projeção que passa através de uma gotícula posicionada número negativo “-1” e percebe que a projeção da imagem desloca duas posições para a sua direita, veja na Figura IV- 1, como está a linha de projeção “u = - 1”, transmitida através da gotícula posicionada em “- 1”. Quando o paciente faz mais um pequeno deslocamento da cartolina, para o orifício à sua esquerda, o orifício seleciona a projeção que passa através de uma gotícula posicionada número negativo “-2” e percebe que a projeção da imagem desloca quatro posições para a sua esquerda, veja na Figura IV- 1, como está a linha de projeção “u = -2”, transmitida através da gotícula posicionada em “-2”. Então, o paciente faz um deslocamento da cartolina, para a direita, para o orifício à direita do primeiro orifício selecionado, o orifício seleciona a projeção que passa através de uma gotícula posicionada número “1” e percebe que a projeção da imagem desloca três posições para a sua direita, veja na Figura IV- 1, como está a linha de projeção “u = 1”, transmitida através da gotícula posicionada em “1”. Quando o paciente faz mais um pequeno deslocamento da cartolina, para o orifício à sua direita, o orifício seleciona a projeção que passa através de uma gotícula posicionada número “2” e percebe que a projeção da imagem desloca duas posições para a sua esquerda, veja na Figura IV- 1, como está a linha de projeção “u = 2”, transmitida através da gotícula posicionada em “2”. As posições numéricas negativas atribuídas às gotículas estão nos retângulos da coluna à esquerda e as posições numéricas positivos atribuídas à gotículas estão nos retângulos da direita na Figura IV- 1. Na Figura IV- 1 apresenta duas regiões

denominadas “Penumbra” onde as colunas têm menor número de elementos. As colunas que estão fora da região “Penumbra” têm o número de elementos máximos, que é igual ao número de gotículas simuladas. Ao substituir as letras minúsculas pelo valor unitário na Figura IV-1 e somar os elementos que estão na mesma coluna, as colunas fora da região “Penumbra” terá valor cinco (5) e as colunas mais distantes obterão valores menores. A Tabela IV-1 apresenta em suas linhas a soma de cada coluna da Figura IV-1, ou seja, na coluna zero (0) em cor amarela existem os elementos “f”, “b”, “d”, “c”, e “e”, correspondendo a linha zero (0) em cor amarela na Tabela IV-1, cuja soma está na coluna “soma” e o valores obtidos estão na coluna “Valor”. Na Figura IV-1, a coluna negativa de cinco (-5) e a coluna positiva de cinco (5) têm um único elemento em seus respectivos “a” e “g”, correspondente as respectivas linhas negativa de cinco (-5) e positiva de cinco (5), na Tabela IV-1, com o valor unitário.

Tabela IV-1 Superposição das projeções na retina, conforme o diagrama em Figura IV-1

u	-2	-1	0	1	2			
Transmissão da gotícula "u"						s(k)	soma	Valor
k	T(u = -2)	T(u = -1)	T(u = 0)	T(u = 1)	T(u = 2)			
-5	a(-2) = T(-2).Imagem(A)					s(-5) = a(-2)		Penumbra 1
-4	b(-2) = T(-2).Imagem(B)				a(2) = T(2).Imagem(A)	s(-4) = b(-2) + a(2)		2
-3	c(-2) = T(-2).Imagem(C)				b(2) = T(2).Imagem(B)	s(-3) = c(-2) + a(0) + b(2)		3
-2	d(-2) = T(-2).Imagem(D)		a(0) = T(0).Imagem(A)		c(2) = T(2).Imagem(C)	s(-2) = d(-2) + b(0) + a(1) + c(2)		4
-1	e(-2) = T(-2).Imagem(E)	a(-1) = T(-1).Imagem(A)	b(0) = T(0).Imagem(B)	a(1) = T(1).Imagem(A)	d(2) = T(2).Imagem(D)	s(-1) = e(-2) + a(-1) + c(0) + b(1) + d(2)		5
0	f(-2) = T(-2).Imagem(F)	b(-1) = T(-1).Imagem(B)	d(0) = T(0).Imagem(D)	c(1) = T(1).Imagem(C)	e(2) = T(2).Imagem(E)	s(0) = f(-2) + b(-1) + d(0) + c(1) + e(2)		5
1	g(-2) = T(-2).Imagem(G)	c(-1) = T(-1).Imagem(C)	e(0) = T(0).Imagem(E)	d(1) = T(1).Imagem(D)	f(2) = T(2).Imagem(F)	s(1) = g(-2) + c(-1) + e(0) + d(1) + f(2)		5
2		d(-1) = T(-1).Imagem(D)	f(0) = T(0).Imagem(F)	e(1) = T(1).Imagem(E)	g(2) = T(2).Imagem(G)	s(2) = d(-1) + f(0) + e(1) + g(2)		4
3		e(-1) = T(-1).Imagem(E)	g(0) = T(0).Imagem(G)	f(1) = T(1).Imagem(F)		s(3) = e(-1) + g(0) + f(1)		3
4		f(-1) = T(-1).Imagem(F)		g(1) = T(1).Imagem(G)		s(4) = f(-1) + g(1)		2
5		g(-1) = T(-1).Imagem(G)				s(5) = g(-1)		Penumbra 1

O diagrama mostrado na Figura IV-1 foi modificado no diagrama mostrado na Figura IV-2 para possibilitar sua representação através de um modelo matemático linear, escrita através da equação Eq. IV-1. Então, nesta representação, as transmissões através das gotículas de resíduos metabólicos intraoculares projetam imagens posicionadas no mesmo arranjo sequencial do relativo posicionamento da gotícula selecionada, ou seja, a gotícula da esquerda projetada com deslocamento à esquerda e a gotícula da direita projetada com deslocamento à direita.

$$s(k) = \sum_{u=-n}^n p(k, u) = \sum_{u=-n}^n T(u).P(k-u) \quad (IV-1)$$

Sob a análise da imagem vista pelo paciente, o diagrama apresentado na Figura IV-2 representa muito bem o fenômeno físico da superposição de projeções, causada pela transmissão da mesma imagem (as letras maiúsculas) através de diferentes

gotículas de resíduos metabólicos intraoculares, posicionadas em linha reta. Porém, para a análise de um profissional, em um exame clínico, é necessário apresentar o diagrama mostrada na Figura IV-2 com o efeito da inversão das imagens projetadas na retina, como está apresentado no diagrama mostrado em Figura IV-3, porém, nas simulações deste trabalho é apresentado a visão do paciente Figura IV-2, ou seja, não há inversão de imagem.

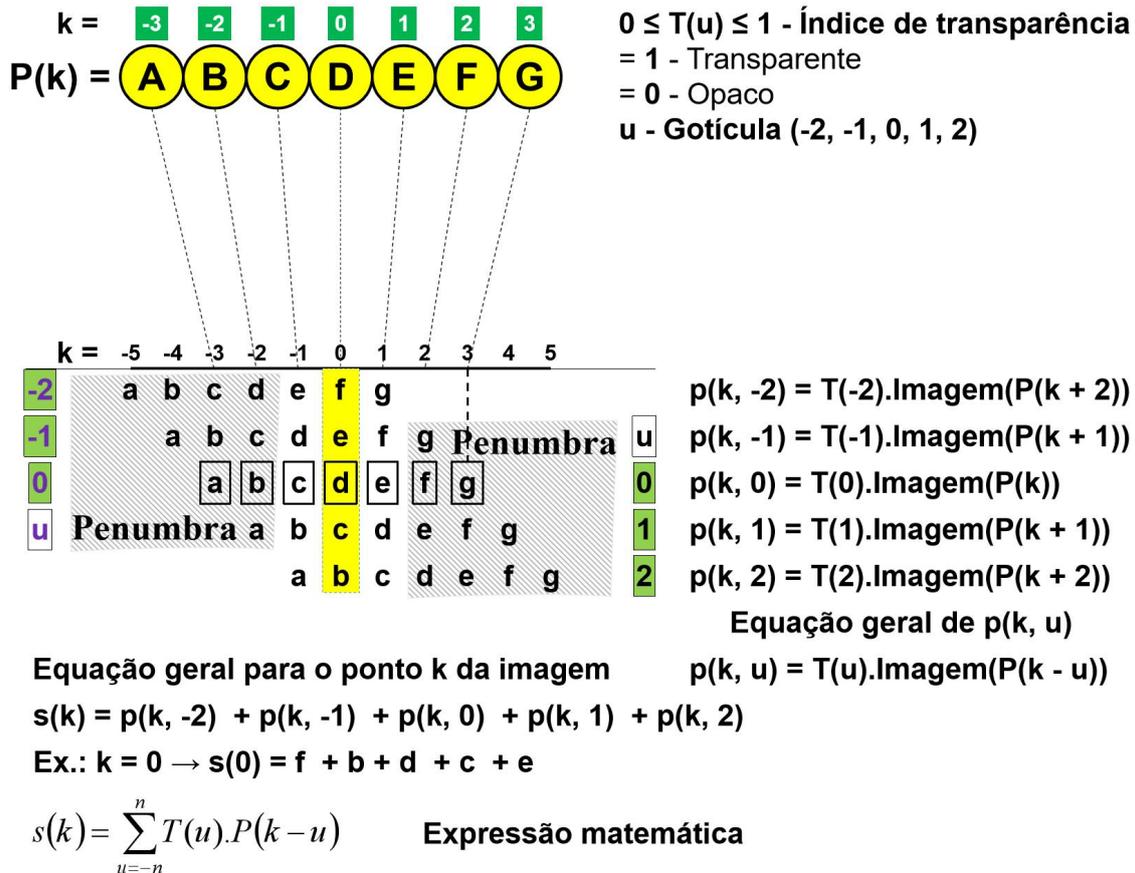
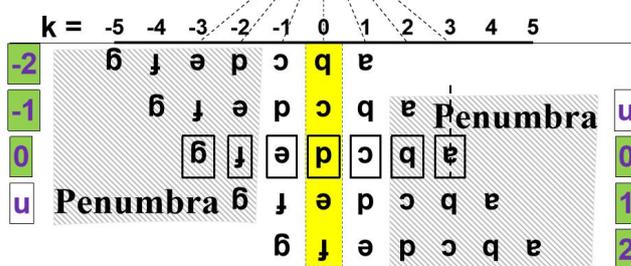
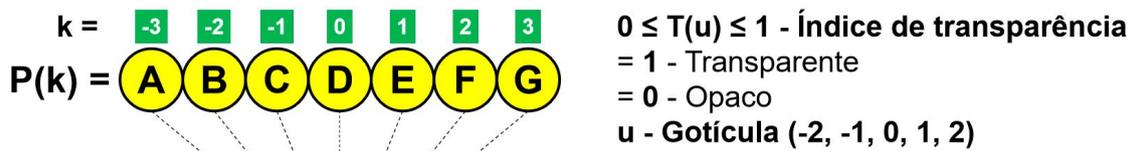


Figura IV-2 Diagrama modificado Figura IV- 1, para representação em modelo linear, representando a visão natural

- **Na hipermetropia** - No exame clínico, ao fazer percorrer um raio luminoso na direção horizontal, este raio se desloca, na retina, no mesmo sentido, com cruzamento, ou seja, o raio luminoso que chega à retina é deslocado no mesmo sentido do deslocamento do raio luminoso chegar à córnea. Então, se o início do deslocamento do raio luminoso for a partir da letra maiúscula “A”, o raio é transmitido através da gotícula identificada como “-2”, em seguida é deslocado para a posição da gotícula, identificada como “-1” e subsequentemente (acompanhe a letra “a” variando o valor de “u” -2, -1, 0, 1, 2, na Figura IV-3), ou, se o início do deslocamento do raio luminoso for a partir da letra maiúscula “G”, o raio é

transmitido através da gotícula identificada como “2”, em seguida é deslocado para a posição da gotícula, identificada como “1” e subsequentemente (acompanhe a letra “g” variando o valor de “u” -2, -1, 0, 1, 2, na Figura IV-3), logo, os dois deslocamento na retina e na córnea são nos mesmos sentidos. O mesmo ocorre para o deslocamento vertical, que não está representado na Figura IV-3.



Hipermetropia

$$p(k, -2) = T(-2).Imagem(P(-k - 2))$$

$$p(k, -1) = T(-1).Imagem(P(-k - 1))$$

$$p(k, 0) = T(0).Imagem(P(-k))$$

$$p(k, 1) = T(1).Imagem(P(-k + 1))$$

$$p(k, 2) = T(2).Imagem(P(-k + 2))$$

Equação geral de $p(-k, u)$

$$p(k, u) = Q(u).Imagem(P(-k - u))$$

Equação geral para o ponto k da imagem

$$s(k) = p(k, -2) + p(k, -1) + p(k, 0) + p(k, 1) + p(k, 2)$$

Ex.: $k = 0 \rightarrow s(0) = b + c + d + e + f$

$$s(k) = \sum_{u=-n}^n T(u).P(-k + u)$$



Miopia

$$p(k, -2) = T(-2).Imagem(P(-k + 2))$$

$$p(k, -1) = T(-1).Imagem(P(-k + 1))$$

$$p(k, 0) = T(0).Imagem(P(-k))$$

$$p(k, 1) = T(1).Imagem(P(-k - 1))$$

$$p(k, 2) = T(2).Imagem(P(-k - 2))$$

Equação geral de $p(-k, u)$

$$p(k, u) = T(u).Imagem(P(-k + u))$$

Equação geral para o ponto k da imagem

$$s(k) = p(k, -2) + p(k, -1) + p(k, 0) + p(k, 1) + p(k, 2)$$

Ex.: $k = 0 \rightarrow s(0) = f + e + d + c + b$

$$s(k) = \sum_{u=-n}^n T(u).P(-k - u)$$

Figura IV-3 Diagrama da representação das projeções em exame clínico

- Na **miopia** - No exame clínico, ao fazer percorrer um raio luminoso na direção horizontal, este raio se desloca, na retina, no sentido oposto cruzando, ou seja, o raio luminoso que chega à retina é deslocado no sentido oposto ao deslocamento do raio luminoso chegar à córnea. Então, se o início do deslocamento do raio luminoso

for a partir da letra maiúscula “A”, o raio é transmitido através da gotícula identificada como “-2”, em seguida é deslocado para a posição da gotícula, identificada como “-1” e subsequentemente (acompanhe a letra “a” variando o valor de “u” -2, -1, 0, 1, 2, na Figura IV-3), ou, se o início do deslocamento do raio luminoso for a partir da letra maiúscula “G”, o raio é transmitido através da gotícula identificada como “2”, em seguida é deslocado para a posição da gotícula, identificada como “1” e subsequentemente (acompanhe a letra “g” variando o valor de “u” -2, -1, 0, 1, 2, na Figura IV-3), logo, os dois deslocamento na retina e na córnea são nos sentidos opostos. O mesmo ocorre para o deslocamento vertical, que não está representado na Figura IV-3.

- **No astigmatismo** - No exame clínico, nos dois casos descritos, sob duas situações, o raio luminoso transmitido à retina desloca-se em sentidos opostos, quando iniciado na letra “A” e na letra “G”, se nestas duas condições os deslocamentos dos raios transmitidos à retina tiverem o mesmo sentido, existe astigmatismo.

Analogamente, o paciente pode fazer a mesma análise, observando um led, verde e circular, e perceber as superposições das projeções luminosas em regiões próximas na retina. Então, o paciente, usando uma folha de papel, próximo ao olho, movimentando horizontal ou vertical em cada um dos sentidos. Quem tem hipermetropia percebe as projeções superpostas da imagem apagando no mesmo sentido do deslocamento do papel, quem tem miopia percebe as projeções superpostas da imagem apagando em sentido oposto ao deslocamento do papel, e quem percebe as projeções sobrepostas da imagem apagando em sentidos opostos tem astigmatismo, entre o deslocamento horizontal e vertical ou em relação aos lados do início do movimento [2].

Para simular as projeções superpostas mostradas na Figura IV-2, é necessário atribuir valores à “Fonte”, “P(k)”. representada pela relação $P(k) = \{(-3, 0,8), (-2, 0,5), (-1, 1,0), (0, 2,5), (1, 0,2), (2, 1,0), (3, 1,0)\}$. “P(k)” é a intensidade luminosidade de cada posicionamento numérico dos seguimentos representados pelas letras maiúsculas. Para facilitar exposição é, inicialmente, usado o “Filtro”, “T(u)”, dado pela relação $T(u) = \{(-2, 0,0), (-1, 0,0), (0, 1,0), (1, 0,0), (2, 0,0)\}$, tem cinco pares, mas um único valor diferente de zero (0) e pode ser escrito pela equação impulso unitário em sistemas discretos, Eq. IV-2, Figura IV-4 e linha salmão em Figura IV-4.

$$\delta(k) = \begin{cases} 0, & k \neq 0 \\ 1, & k = 0 \end{cases} \quad (IV-2)$$

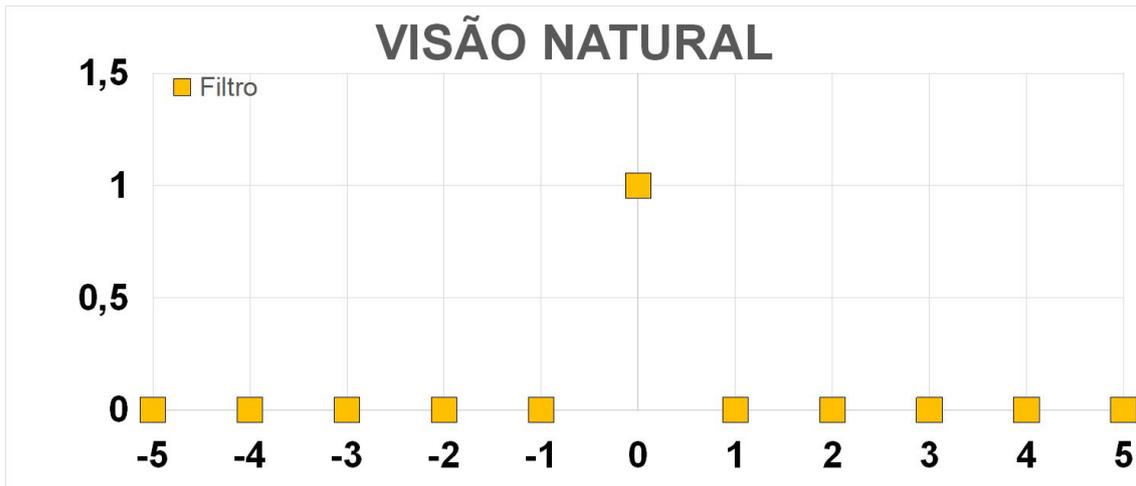


Figura IV-4 Filtro, impulso unitário discreto, Eq. IV-2, representando a visão natural, $\delta(k)$

O diagrama, Figura IV-5, mostra na linha superior, em cor verde escuro (os valores de “k”, em Figura IV-2), denominada “Posição - F” que indica a posição dos elementos da fonte, que estão em amarelo (as letras maiúsculas em amarelo, em Figura IV-2), associada ao seu local de origem, com a soma total de emissão da energia luminosa igual à 7,0 (sete). A posição denominada zero, “0”, é importante porque esta é a referência de focalização do olho, ou seja, onde passa a linha imaginária, denominada “eixo visual”. A terceira linha e a coluna direita, em cor verde claro, denominadas “Posição relativa à gotícula no olho” é a localização da lente em relação à retina (as lentes não estão representadas, em Figura IV-2, mas estão referenciadas pelos pares $T(u)$, onde, na Figura IV-5, “u” está na cor verde claro (terceira linha e coluna à direita denominadas “Posição relativa à gotícula no olho”) e $T(u)$ está na cor salmão (quarta linha e coluna à esquerda denominadas “Filtro Fator de Multiplicação”), com

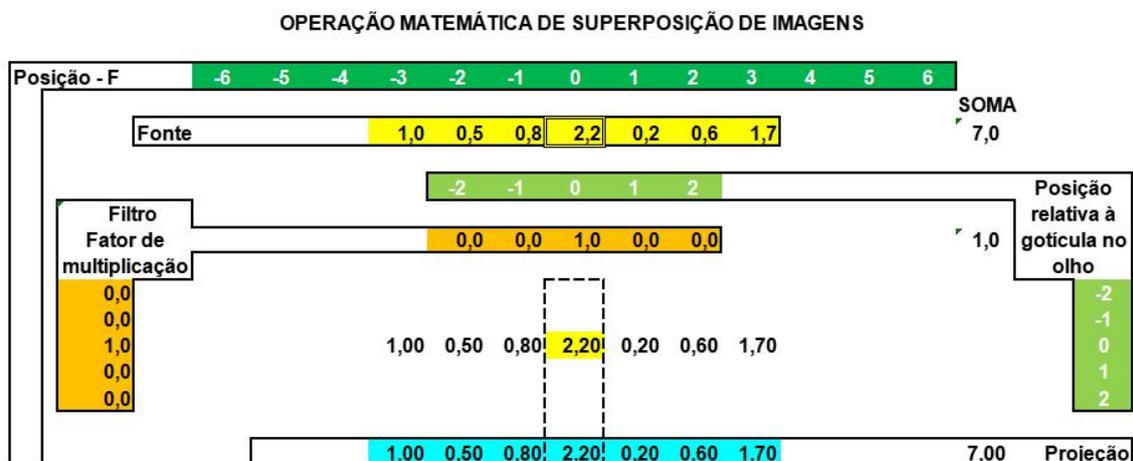


Figura IV-5 Diagrama representando a visão natural

capacidade de transmissão da energia luminosa 100% (sem absorção, soma igual à 1,0). A posição denominada zero, “0”, é importante porque está referida à fóvea centralis. As células contornadas pelas linhas tracejadas são as projetadas sobre a fóvea centralis, sem deslocamento, como mostrado na coluna escura central, destacada em Figura IV-2. Os valores numéricos cruzando a coluna central em Figura IV-5, corresponde a linha exposta com letras no interior de retângulos, em Figura IV-2, e é a projeção referente a posição $u = 0$, em ambos os os diagramas. Na linha horizontal inferior, denominada “Projeção” em cor azul claro, corresponde a variável “Projeção”, $s(k)$, conforme a equação Eq. IV- 1, chega a retina com energia luminosa total igual ao valor 7,0, ou seja, igual ao valor de emissão da fonte, sem absorção, o filtro transmite a totalidade da energia luminosa incidente. O ponto central da fonte está projetado na mesma linha que passa na fóvea centralis, que é a localização zero, “0”, de referência da fonte da retina, a célula entre linhas tracejadas, na representação da retina. nesse caso, a fonte projeta na retina, sem deslocamento, sem penumbra (a projeção com a mesma dimensão da fonte) e com a mesma energia luminosa da fonte, esta é a característica da visão natural, a lente ocular é representada por uma gotícula, um impulso unitário. Na Figura IV-6 é apresentado, em forma gráfica, os dados do diagrama mostrado na Figura IV-5. nesse caso, a simulação representa a visão natural do olho, ou seja, não tem desvio de projeção nem absorção luminosa e projeta na retina uma única imagem. Os valores numéricos são apresentados no diagrama mostrado na Figura IV-5, para a fonte (segunda linha em amarelo) são, sem deslocamento, os mesmos de suas projeções (última linha), então, existe uma relação biunívoca entre os pontos da fonte e os postos suas projeções na retina.

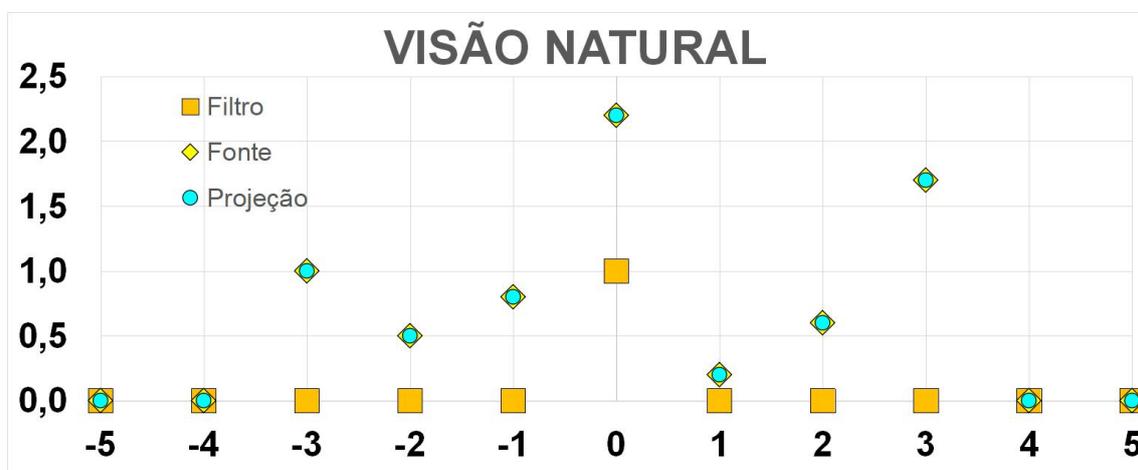


Figura IV-6 Gráfico do diagrama, Figura IV- 5, simulando a visão natural. A fonte coincide com a projeção

Para simular o desvio da visão é usado o “Filtro”, “ $T(u)$ ”, dado pela relação $T(u) = \{(-2, 0,0), (-1, 0,0), (0, 0,0), (1, 0,0), (2, 1,0)\}$, que tem quatro (4) valores nulos e um valor unitário. Os pares ordenados podem ser escritos pela equação impulso unitário em sistemas discretos, Eq. IV-3, Figura IV-7 e linhas verde claro e salmão na Figura IV-8 tendo os mesmos dados da fonte usada em Figura IV-5, apresentada na primeira linha, em verde escuro e segunda linha, em amarelo.

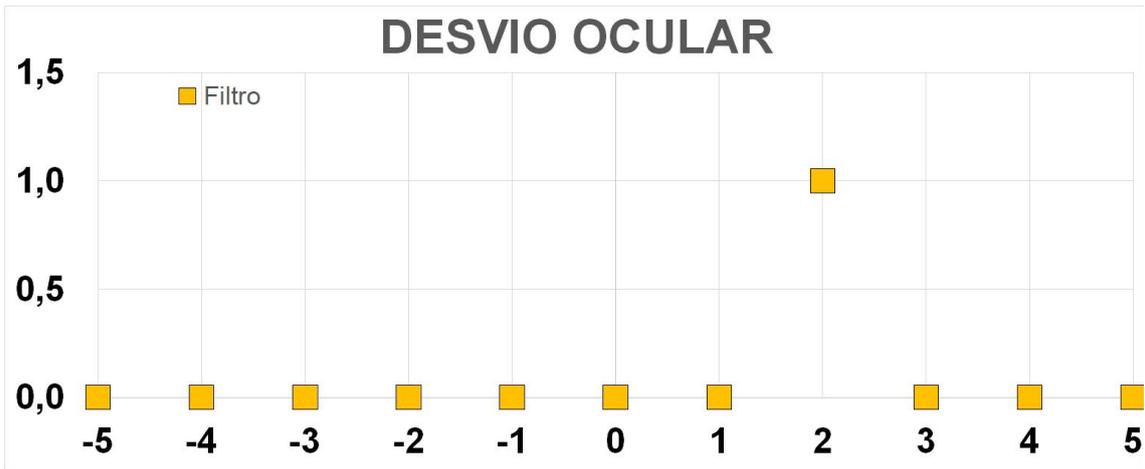


Figura IV-7 Gráfico representando um desvio da vista, Eq. IV-3, $u = 2$

$$\delta(k-u) = \begin{cases} 0, & k \neq u \\ 1, & k = u \end{cases} \quad (IV-3)$$

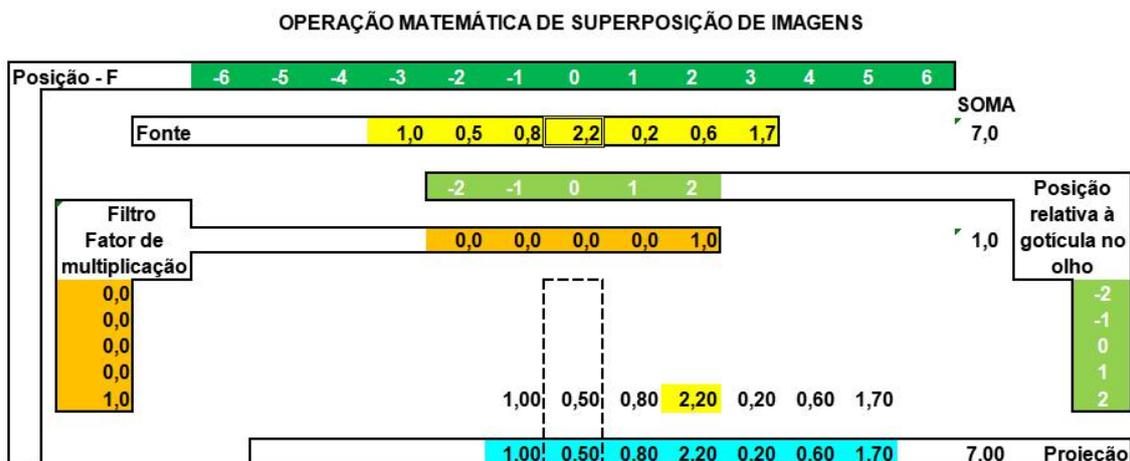


Figura IV-8 Diagrama representando um desvio ocular

A fonte está projetada na retina com a mesma energia luminosa da fonte, mas, sua projeção está deslocada, o ponto de referência da fonte (o zero no verde escuro) não está coincidindo com o retângulo tracejado, o ponto de referência na retina (o zero no verde claro). Esta é uma simulação de um desvio ocular. O desvio da projeção está

associado ao ângulo de fase no modelo matemático. O deslocamento de fase está explicado no APÊNDICE - A. porém, é possível continuar o desenvolvimento da explicação sem prejuízo de compreensão, caso APÊNDICE - A seja lido no final. O deslocamento de fase é o mesmo verificado no impulso unitário do “Filtro”, simulando um desvio ocular Figura IV-7. O diagrama apresentado em Figura IV-8 está apresentado em forma de gráfico na Figura IV-9. Os resultado gráficos apresentados na Figura IV-5 e Figura IV-6 se diferenciam da Figura IV-8 e Figura IV-9 somente pelo deslocamento de fase, que representa uma patologia. Esta patologia não poder ser verificada isolada de outras patologias, porém, é importante para mostrar as somas das superposições apresentadas na Figura IV-2.

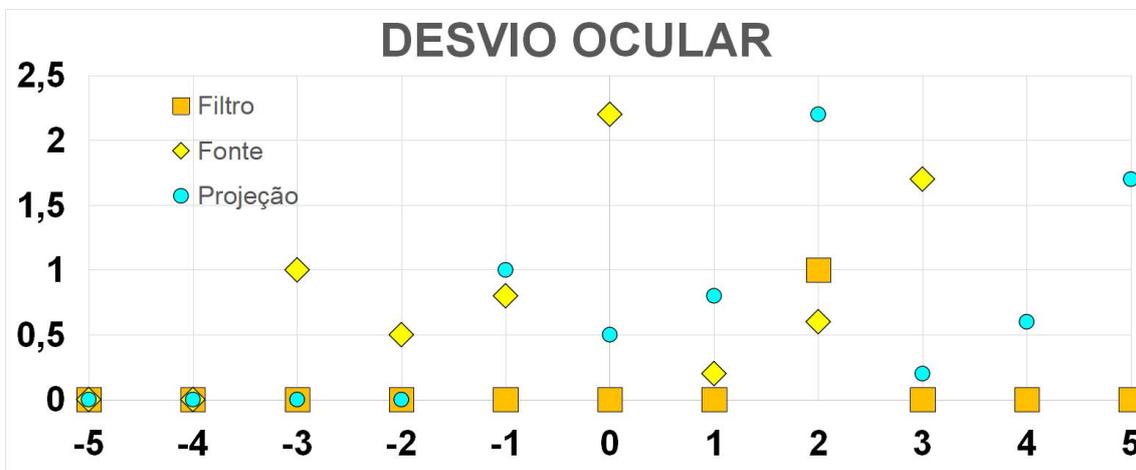


Figura IV-9 Gráfico do diagrama, Figura IV-8, simulando um desvio ocular

Finalmente, uma vez entendida as simulações é usada uma combinação linear da equação Eq. IV-3 expressa pela Eq. IV-4, representada na Figura IV-10, para simular as superposições mostradas na Figura IV-2.

$$rectu(k) = \sum_{u=-n}^n \delta(k-u) = \begin{cases} 0, & |k| > n \\ 1, & |k| \leq n \end{cases} \quad (IV-4)$$

O diagrama mostrado, em Figura IV-11, tem a mesma fonte apresentada em Figura IV-5, Figura IV-6, Figura IV-8 e Figura IV-9 para a simulação completa referente ao diagrama apresentado em Figura IV-2. Nesta simulação, o filtro é um impulso retangular em sistemas discretos escrito pela equação Eq. IV-4 que representa $T(u)$ nas expressões mostradas em Figura IV-1, Figura IV-2 e Figura IV-3. O “Filtro”, “ $T(u)$ ”, é dado pela relação $T(u) = \{(-2, 1,0), (-1, 1,0), (0, 1,0), (1, 1,0), (2, 1,0)\}$, são cinco pares unitário em sistemas discretos, Eq. IV-4, onde $n = 5$, Figura IV-10 e linha

salmão em Figura IV- 11. nesse caso, a simulação representa a superposição de cinco (5) imagens, com cinco diferentes deslocamentos, ou seja, existe duas regiões com imagem degradada que são denominadas “Penumbra”, assim como, pode se apresentar como poliopia. Os valores numéricos são apresentados no diagrama mostrado na Figura IV- 11.



Figura IV-10 Gráfico do filtro para simular a superposição de projeções, Eq. IV- 4

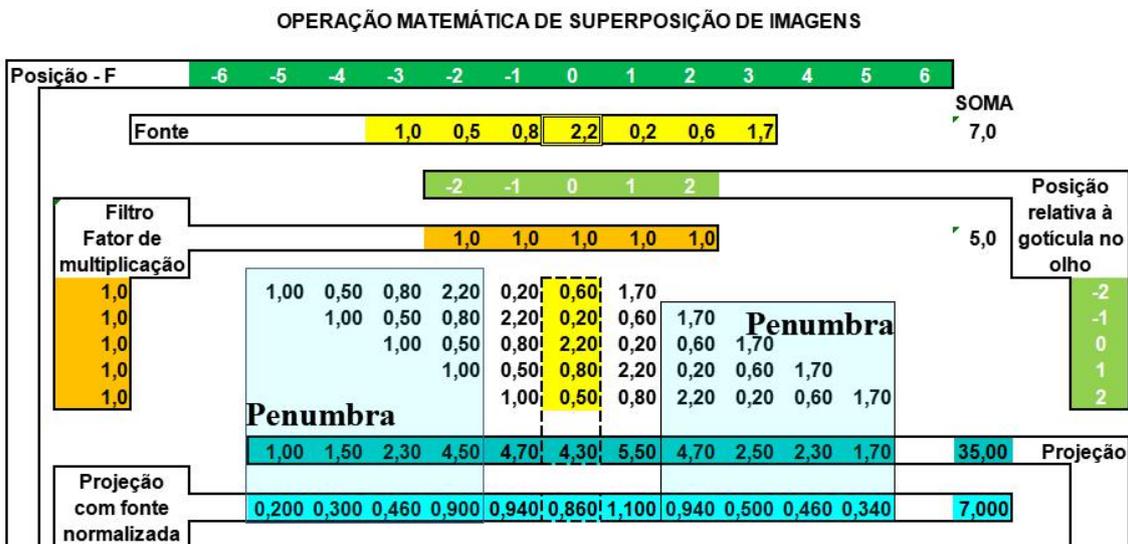


Figura IV-11 Diagrama da simulação de uma fonte submetida a um pulso retangular

Na Figura IV- 2, a variável “ u ”, posicional do “Filtro”, “ $T(u)$ ”, que transmite para a retina as projeções superpostas, representadas pela variável $p(k,u)$, e na Figura IV- 11, u está em verde claro, $T(u)$ está em cor salmão e $p(k,u)$ os valores da linha que une as duas variáveis. Na simulação em Figura IV- 11 mostra que a energia luminosa total da “Fonte” é igual ao valor 7,0, porém é projetado na retina a energia luminosa total igual ao valor 35,0, conforme o conteúdo da coluna “SOMA”, ou seja, nesta simulação a

energia luminosa, que chega na retina, é amplificada, então, é necessário corrigir o valor de transmissão do “Filtro” que está apresentando uma capacidade de transmissão cinco (5,0, veja na coluna “SOMA”) vezes maior do que a capacidade de transmissão de uma lente. Para adequar a realidade é necessário normalizar a capacidade de transmissão do “Filtro”, ou seja, torná-lo unitário. Então o valor correto está na linha inferior sob o título de “Projeção com fonte normalizada, cujos valores são iguais aos valores da linha sob o título “Projeção” dividido pela soma dos elementos que compõem o “Filtro” que está na coluna “SOMA”, para obter a energia luminosa total igual ou inferior ao valor da energia luminosa total da “Fonte”. Na Figura IV- 12 é apresentado, em forma gráfica, os dados do diagrama mostrado em Figura IV- 11. É importante observar que não existe deslocamento de fase entre os pontos relacionados à “Fonte” e a “Projeção”, porque o “Filtro” é uma função par $\text{rectu}(-k) = \text{rectu}(k)$, com referência centralizada, para isto, é importante ser ímpar o número de pontos do “Filtro”.

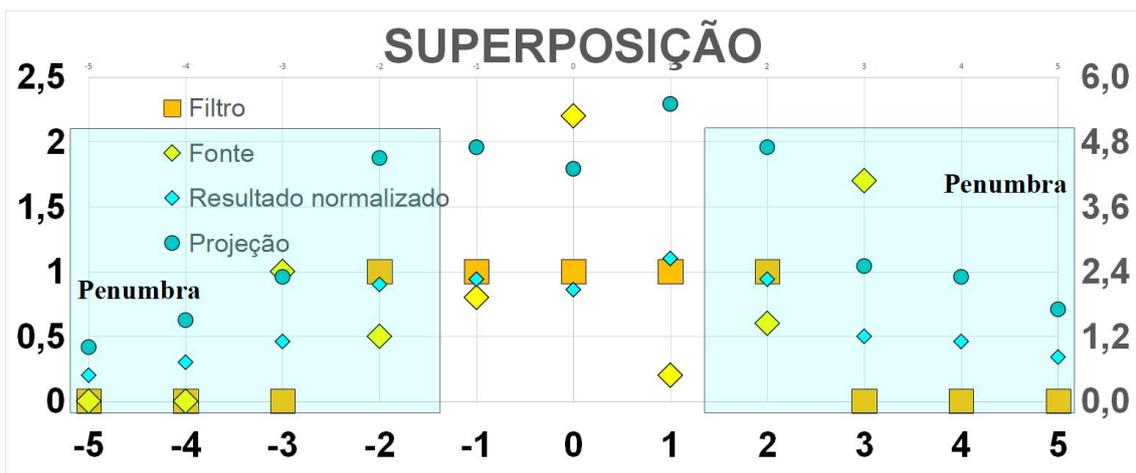


Figura IV-12 Gráfico do diagrama, Figura IV- 11

Pelo diagrama mostrado em Figura IV-11 foi descrita a importância da normalização da função “Filtro”, $T(u)$. A normalização da função $T(u)$ pode ser escrita pela função $Q(u)$ exposta em Eq. IV-5, então, a função pulso retangular normalizada é escrita pela função Eq. IV-6 em substituição à Eq. IV-4 e a Eq. IV-1 é escrita pela Eq. IV-7.

$$Q(u) = \frac{T(u)}{\sum_{u=-n}^{u=n} T(u)} \quad (IV-5)$$

$$rect(k) = \frac{rectu(k)}{2.n+1} = \frac{\sum_{u=-n}^n \delta(k-u)}{2.n+1} = \begin{cases} 0, & |k| > n \\ \frac{1}{2.n+1}, & |k| \leq n \end{cases} \quad (IV-6)$$

$$s(k) = \sum_{u=-n}^n p(k,u) = \sum_{u=-n}^n Q(u).P(k-u) \quad (IV-7)$$

O diagrama, apresentado em Figura IV-13, é o diagrama da Figura IV-11 com a adição inferior da tabela transposta mostrada no mesmo diagrama. Na coluna à esquerda, em cor verde, denominada “**k**”, é a transposta da primeira linha, em cor verde, denominada “**Posição - F**”. Na coluna à direita, denominada “**s_n(k)**”, é a transposta da linha denominada “**Projeção com fonte normalizada**” e “**s_n(k)**”. Os elementos posicionados na linha inferior, em cor amarela, denominada “**Fonte Em ordem inversa**” são os elementos da linha superior, em amarelo, denominada “**Fonte**”, posicionados em ordem inversa. Os valores mostrados na linha inferior, em cor verde escura, denominada “**Posição relativa para convolução**”, são os posicionamentos correspondentes mostrados na linha superior, em cor verde escura, denominada “**Posição - F**”, que estão em ordem inversa. As expressões com o sinal “=” é a média ponderada de cinco (5) valores, relacionadas pelo produto dos elementos da linha inferior, em cor amarela, denominada “**Fonte Em ordem inversa**” e seus pesos estabelecidos na linha superior, em cor salmão, denominada “**Filtro Fator de multiplicação**”, conforme o posicionamento estabelecido na linha superior, em cor verde claro, denominada “**Posição relativa à gotícula no olho**”, porém, estruturadas da seguinte forma: Desloca para a esquerda a linha inferior, em cor amarela, denominada “**Fonte Em ordem inversa**” até que o seu último valor, à direita (1,0) fique situado na mesma coluna do primeiro valor, à esquerda, da linha superior, em cor salmão, denominada “**Filtro Fator de multiplicação**”, cujo posicionamento é -2 (negativo de dois), estabelecido na linha superior, em cor verde claro, denominada “**Posição relativa à gotícula no olho**”. Nesta situação, o valor de “**k**” é a localização da posição de referência da linha “**Posição relativa para convolução**”, o zero (0) na linha em cor verde escuro da linha “**Fonte Em ordem inversa**”, em cor amarela, na linha “**Posição relativa à gotícula no olho**”, em cor verde claro, veja em Figura IV-14. Logo, cada elemento de “**s_n(k)**” é a razão entre a soma do produto dos elementos da linha “**Fonte Em ordem inversa**”, em cor amarela, com os seus correspondentes da linha “**Filtro Fator de multiplicação**”, em cor salmão, pela soma dos elementos da linha “**Filtro**

Fator de multiplicação”, em cor salmão. Para o cálculo do valor seguinte a linha **“Posição relativa para convolução”**, em cor verde escuro, assim como, a linha **“Fonte Em ordem inversa”**, em cor amarela, na linha é deslocada uma posição para a direita e o valor de “k” incrementado em uma unidade, calcula-se então o valor de “ $s_n(k)$ ”. Por tratar de uma média ponderada para cada deslocamento, dar-se o nome de **média móvel ponderada**, porém, nesse caso, dar-se o nome de **média móvel** porque os valores dos elementos do filtro são unitários. Este método é muito aplicado para encontrar a curva de tendência.

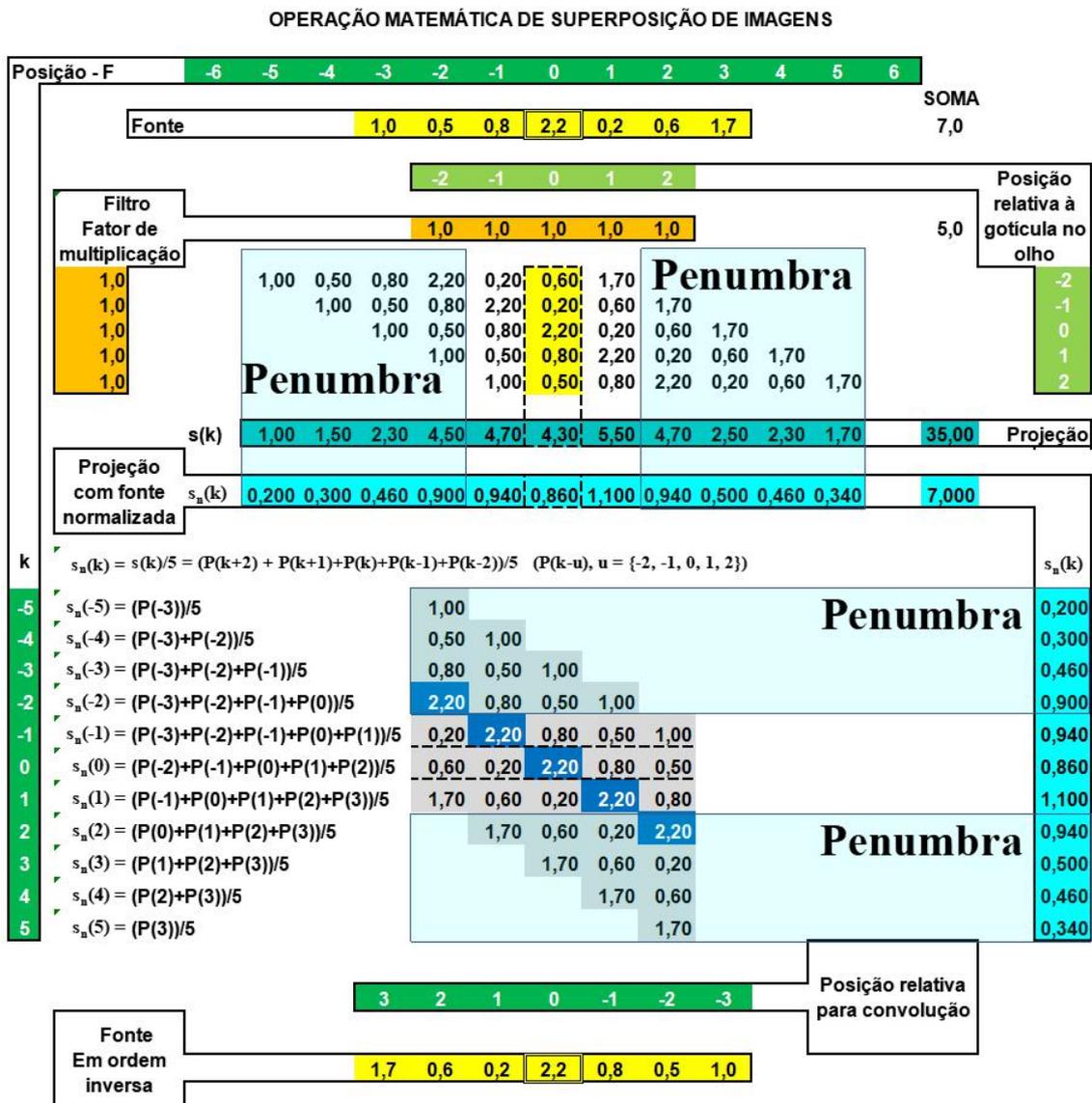


Figura IV-13 Diagrama ampliado, a partir do diagrama mostrado em Figura IV- 11

A Eq. IV-7 é a forma de escrever a expressão de cálculo como média ponderada, mas também pode ser escrita pela Eq. IV-8 como convolução das duas funções

discretas $Q(k)$ e $P(k)$, onde $Q(k)$ é o filtro normalizado Eq. IV-5, e $P(k)$ é a fonte, onde "*" está representando a operação matemática da convolução.

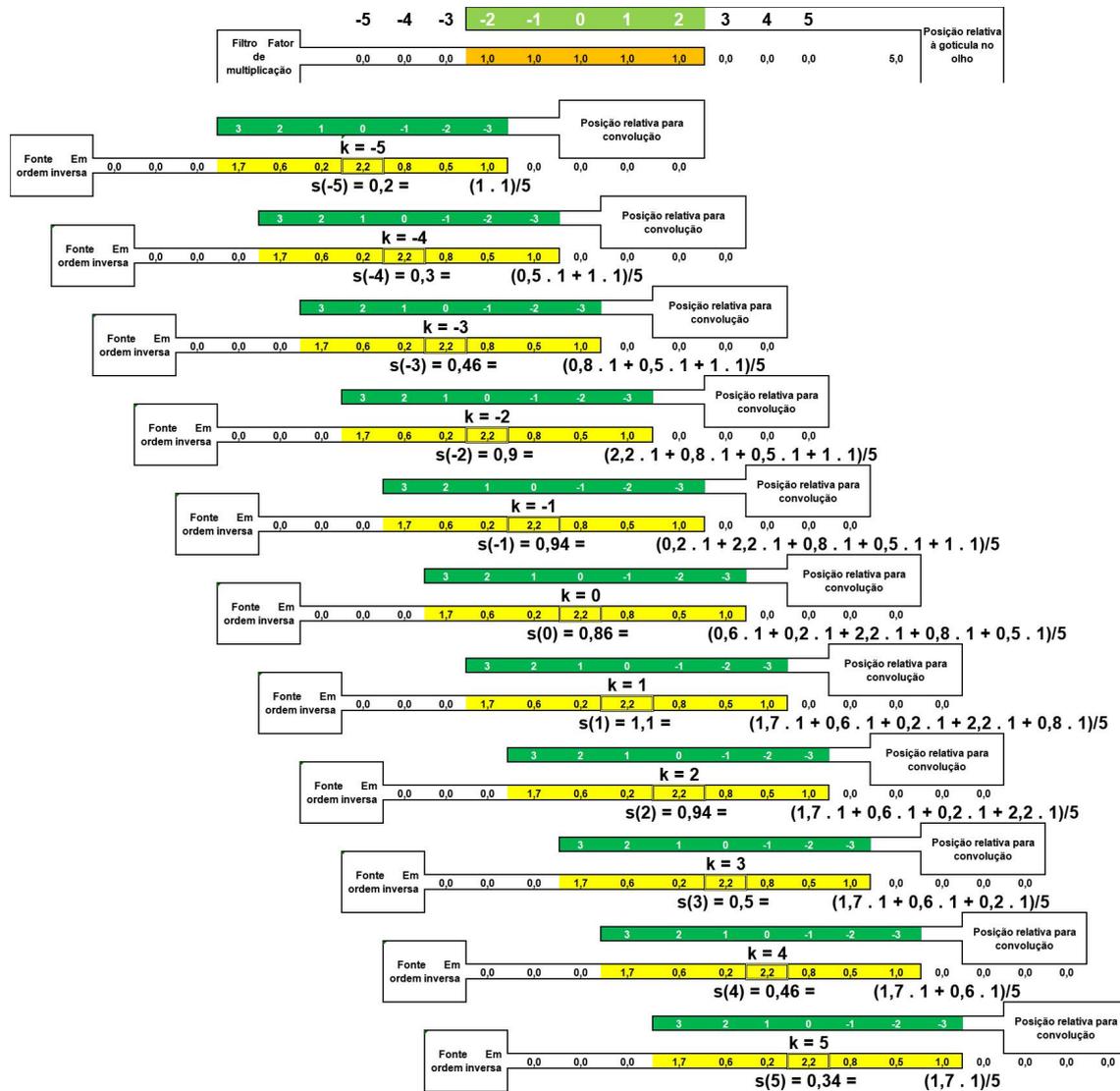


Figura IV-14 Diagrama ampliado, a partir do diagrama mostrado em Figura IV-9

$$s(k) = \sum_{u=-n}^n Q(u) \cdot P(k-u) = Q(k) * P(k) = P(k) * Q(k) = \sum_{u=-n}^n P(u) \cdot Q(k-u) \quad (IV-8)$$

Algumas operações realizadas podem ser expostas com o conceito matemático de convolução. A Figura IV-6 é a convolução da função $\delta(k)$ Eq. IV-2, Figura IV-4 e a função fonte representada na linha superior em cor amarela do diagrama Figura IV-6, escrita pela equação Eq. IV-9. A Figura IV-9 é a convolução da função $\delta(k-2)$ Eq. IV-3, Figura IV-7 e a função fonte representada na linha superior em cor amarela do diagrama Figura IV-8, escrita pela equação Eq. IV-10. O gráfico **Resultado normalizado**, em Figura IV-12 é a convolução da função $\text{rect}(k)$ Eq. IV-6,

Figura IV-10 e a função fonte representada na linha superior em cor amarela do diagrama Figura IV-11, escrita pela equação Eq. IV-11. Como mostrado em Figura IV-1, Figura IV-2, Figura IV-3, Figura IV-11, Figura IV-12, Figura IV-13. existe uma formação de penumbra, que é uma degradação da imagem, que tem como sintoma um contorno de imagem, percebida por muitos pacientes.

$$s(k) = \text{Fonte}(k) = \delta(k) * \text{Fonte}(k) \quad (\text{IV-9})$$

$$s(k) = \text{Fonte}(k-2) = \delta(k-2) * \text{Fonte}(k) \quad (\text{IV-10})$$

$$s(k) = \text{rect}(k) * \text{Fonte}(k) \quad (\text{IV-11})$$

A patologia no olho humano, as projeções apresentam outros efeitos que não são considerados nesse trabalho, tais como, projeções em diferentes dimensões e distâncias, projeção em regiões aleatórias e mudança de forma, porque está sendo usado um modelo matemático linear. São as dimensões da projeção, sua localização na retina e o suas movimentação, causadas pelas gotículas de resíduos metabólicos que produzem o sintoma de distância observado por Scheiner, (apud [24]) e a mudança de forma pode produzir os fachos luminosos em torno da fonte luminosa em ambiente escuro, tal como, a diferença de apresentação entre a visualização do farol do carro no escuro e no claro, por exemplo. O objetivo desta exposição é construir um modelo matemático linear, para simular sintomas que evidencie patologias causadas pelo acúmulo de gotículas de resíduos metabólicos intraocular.

Foram mostrados dois (2) filtros, o impulso, $\delta(k)$, Eq. IV-2, Figura IV-4 e $\delta(k-u)$, Eq. IV-3, Figura IV-7 e o pulso retangular, $\text{rect}(k)$, Eq. IV-4, Figura IV-10., porém, é necessário mostrar o filtro $\text{rect}(k)$ com o parâmetro “D”, a largura do pulso retangular, Eq. IV-12, Figura IV-15, além da apresentação gráfica com maior número de pontos, para facilitar a apresentação de três filtros importantes para este trabalho.

$$\text{rect}(k) = \begin{cases} 0, & |k| > n \\ \frac{1}{D}, & |k| \leq n \end{cases}, \quad D = 2.n + 1 \quad (\text{IV-12})$$

O filtro pulso triangular $\text{tri}(k)$, Eq. IV-13, Figura IV-16, é a convolução do filtro $\text{rect}(k)$ com a própria função, o pulso triangular, $\text{tri}(k) = \text{rect}(k) * \text{rect}(k)$. O filtro pulso quadrático $\text{qtri}(k)$, Eq. IV-14, Figura IV-17, é a convolução do filtro pulso retangular $\text{rect}(k)$ com o filtro pulso triangular $\text{tri}(k)$, $\text{qtri}(k) = \text{rect}(k) * \text{tri}(k)$. O filtro pulso cúbico

$ctri(k)$, Eq. IV-15, Figura IV-18, é a convolução do filtro pulso retangular $rect(k)$ com o filtro pulso quadrangular $qtri(k)$, $ctri(k) = rect(k)*qtri(k) = tri(k)*tri(k)$. Em Figura IV-19 está reunido todos os filtros pulso. É importante enfatizar que a cada convolução o filtro dilata sua penumbra.

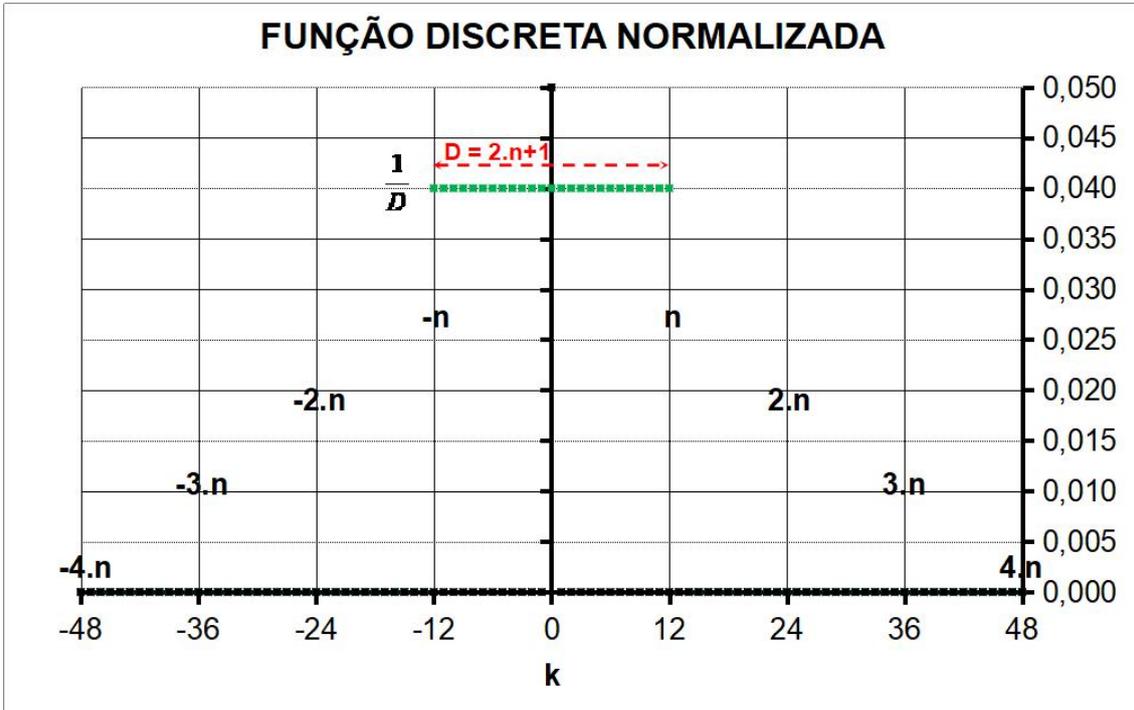


Figura IV-15 Representação gráfica do filtro $rect(k)$

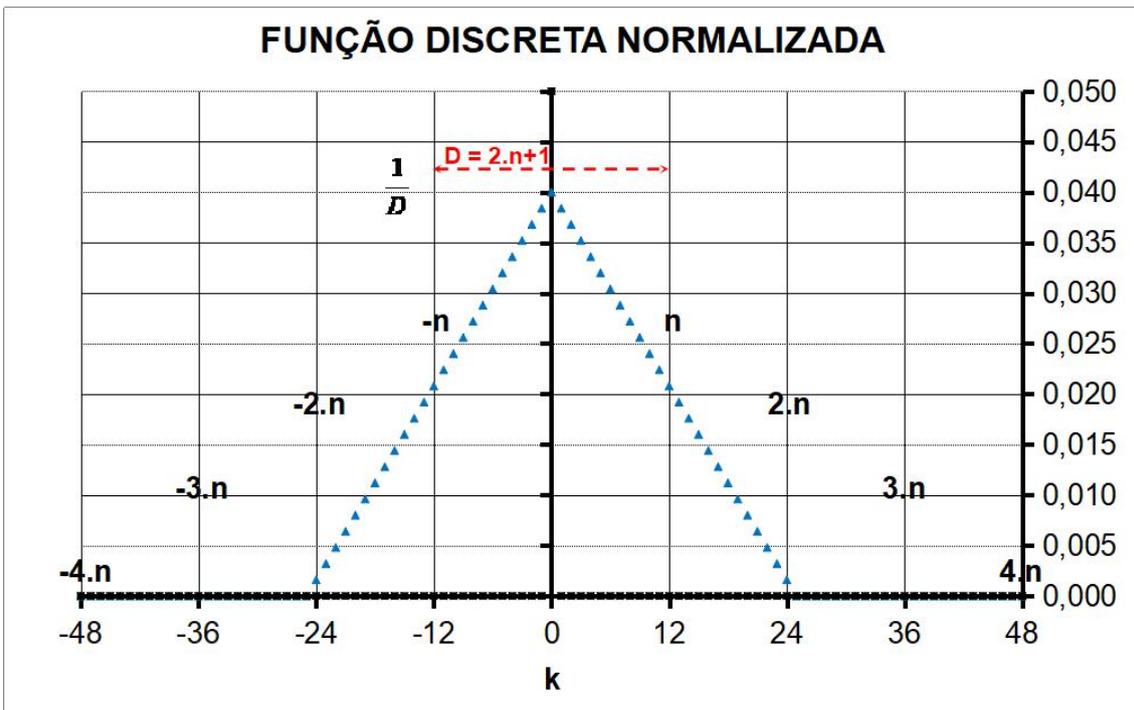


Figura IV-16 Representação gráfica do filtro $tri(k)$

$$tri(k) = \begin{cases} 0, & |k| > 2.n \\ \frac{-|x| + 2.n + 1}{D^2}, & |k| \leq 2.n \end{cases} \quad (IV-13)$$

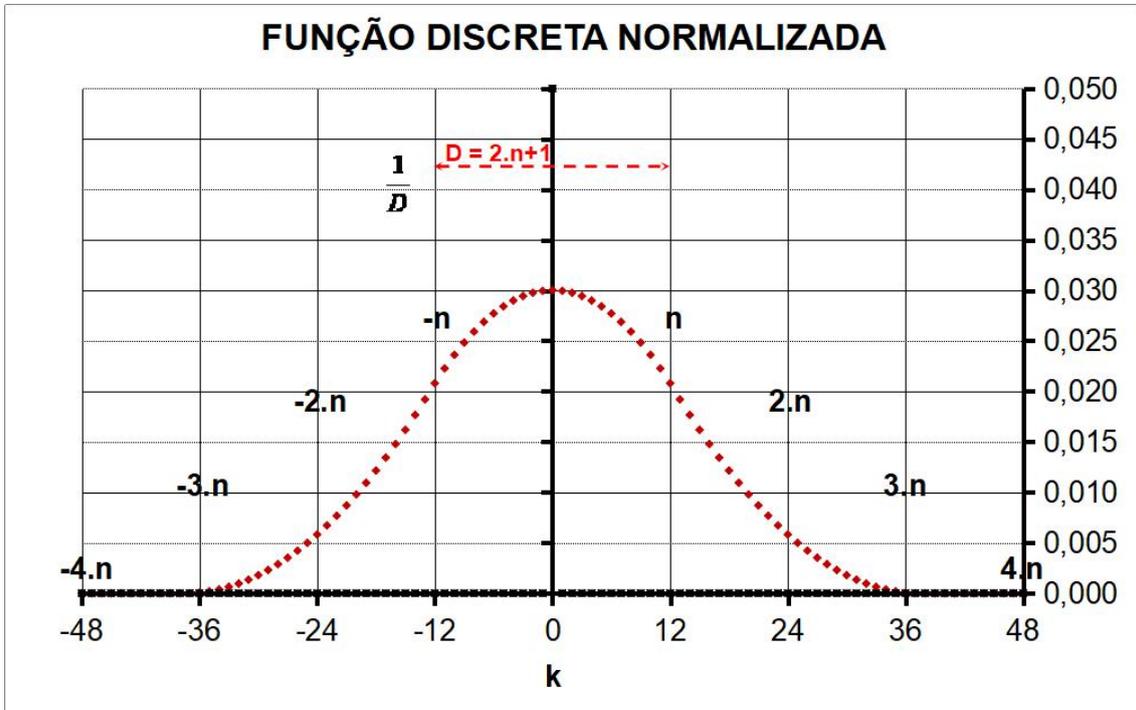


Figura IV-17 Representação gráfica do filtro $qtri(k)$

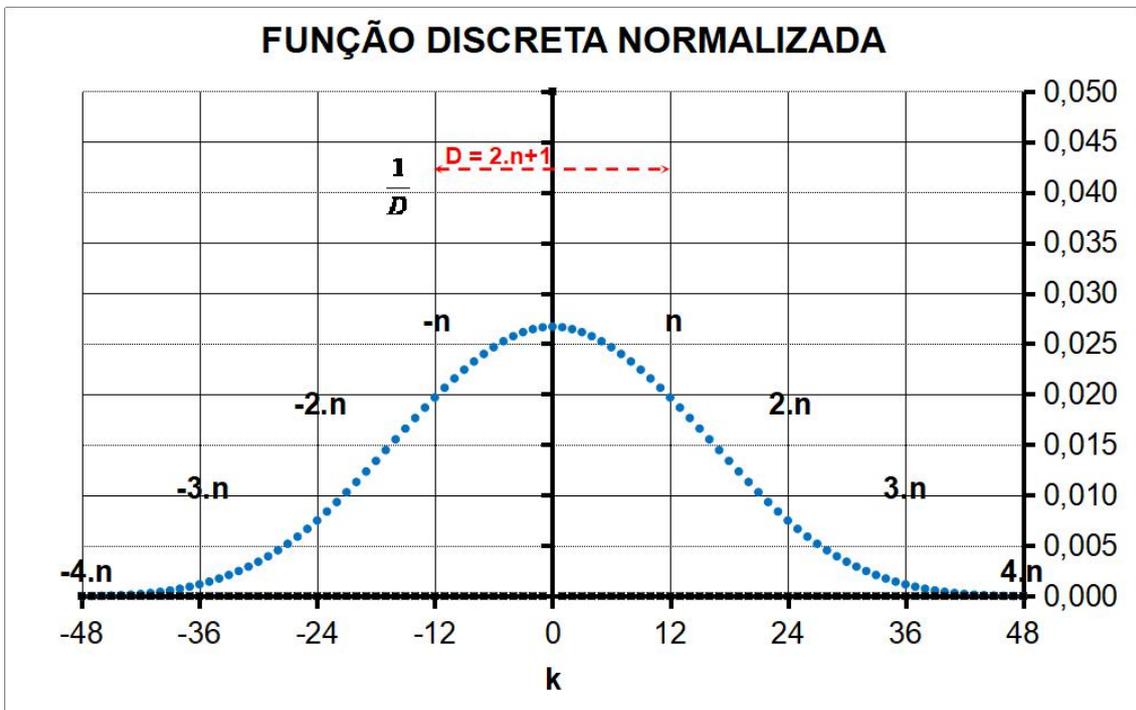


Figura IV-18 Representação gráfica do filtro $ctri(k)$

$$qtri(k) = \begin{cases} 0, & |k| > 3.n \\ \frac{k^2 - (6.n + 3).|k| + 9.n^2 + 9.n + 2}{2.D^3}, & n < |k| \leq 3.n \\ \frac{-k^2 + 3.n^2 + 3.n + 1}{D^3}, & |k| \leq n \end{cases} \quad (IV-14)$$

$$ctri(k) = \begin{cases} 0, & |k| > 4.n \\ \frac{-|k|^3 + (12.n + 6).k^2 - (48.n^2 + 48.n + 11).|k| + 64.n^3 + 96.n^2 + 44.n + 6}{6.D^4}, & 2.n < |k| \leq 4.n \\ \frac{3.|k|^3 - (12.n + 6).k^2 - 3.|k| + 32.n^3 + 48.n^2 + 28.n + 6}{6.D^4}, & |k| \leq 2.n \end{cases} \quad (IV-15)$$

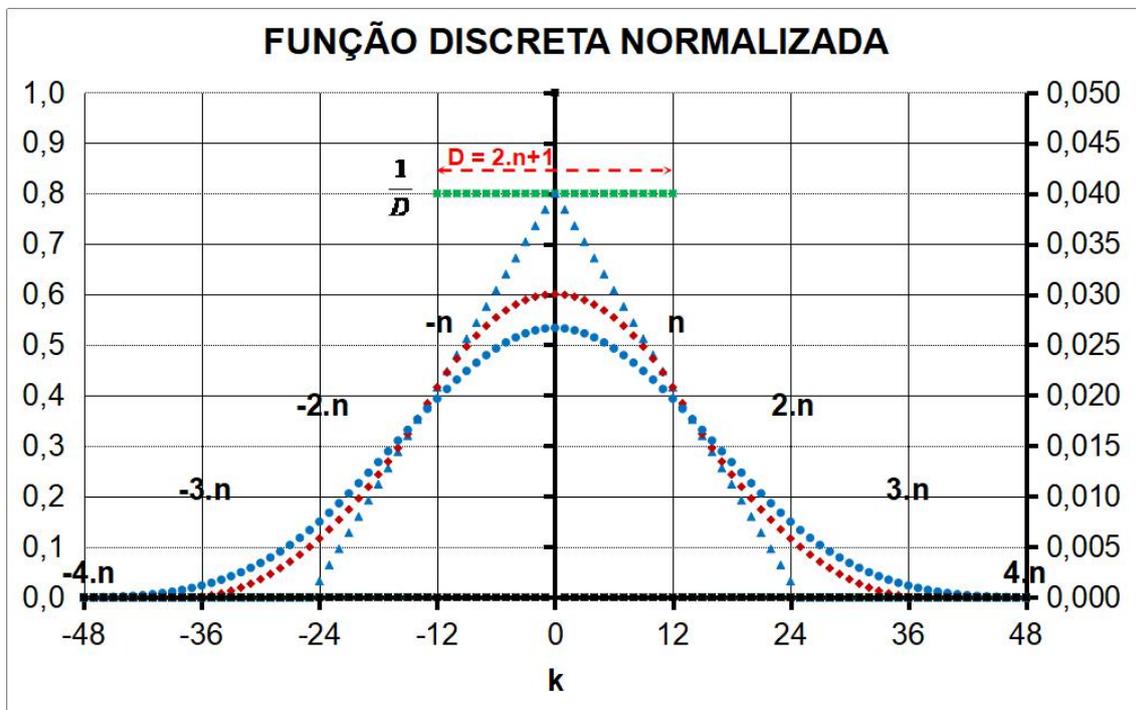


Figura IV-19 Representação gráfica dos filtros $\delta(k)$, $rect(k)$, $tri(k)$, $qtri(k)$ e $ctri(k)$

B. Modelo matemático contínuo bidimensional

Não há delimitação entre as aplicações dos modelos matemáticos discretos ou contínuos, depende da aplicação e do enfoque dado ao evento a ser representado, mas há situações em que o modelo discreto ou contínuo não deve ser usado. Em alguns exemplos práticos podemos observar que os eventos contínuos são discretizados, para os cálculos aritméticos ou para sua simulação em computadores digitais. A luz, que é um dos elementos deste trabalho, possui alguns fenômenos nos quais não é possível usar a teoria das ondas eletromagnéticas, como modelo, então é utilizado um modelo

discreto e, em outros fenômenos, não é possível usar teoria quântica, como modelo, então é usado um modelo contínuo. No olho humano a imagem analógica, projetada na retina, é discretizada, pelos cones e bastonetes, transduzida e transmitida ao cérebro. Mas, o ser humano não percebe a discretização que chega ao cérebro, assim como, o modelo matemático contínuo pode ser usado, para a compreensão dos fenômenos que estão sendo demonstrados nesse trabalho. Embora o trabalho use o modelo matemático discreto, porém, o modelo matemático contínuo é aplicado para analisar analiticamente como está sendo aplicado e obtido os resultados do modelo matemático discreto. A variável “k” foi usada na escrita das equações discretas, e, a variável “x” é usada na escrita das equações contínuas.

No sistema discreto, a função normalizada tem a soma de seus pontos unitária, enquanto que no sistema contínuo a integral da função é unitária. O parâmetro “D” é a largura do filtro retangular em ambos os sistemas. No sistema discreto, a largura “D” deve ser ímpar e é medida pelo número de pontos, enquanto que no sistema contínuo, a largura “D” é a largura do pulso retangular, porém, sua discretização deve atender aos critérios do sistema discreto. No sistema discreto o número de pontos e é o número de gotículas e no sistema contínuo representam uma região de gotículas aglutinadas entre si.

A equação Eq. IV-8 é a expressão da convolução em sistema discreto e a equação Eq. IV-16 é a expressão da convolução em sistema contínuo. Então a convolução da “Fonte” “P(x)” com o “Filtro” “Q(x)” resulta, na retina, na projeção da “Fonte” “P(x)” transmitida através do “Filtro” “Q(x)” e expressa por “s(x)”, Eq. IV-16.

$$s(x) = Q(x) * P(x) = P(x) * Q(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} P(u).Q(x-u).du \quad (IV-16)$$

A equação impulso unitário, no sistema discreto, está escrita em Eq. IV-2, é a função delta de Dirac Eq. IV-17, no sistema contínuo, mas, enquanto a função $\delta(k)$ permite apresentação da escala do contradomínio mostrada em Figura IV-4, a função $\delta(x)$ não permite, por isto é representado por uma seta. A função $\delta(x)$ é uma função matemática definida pelas suas propriedades e não é possível obter fisicamente. A representação gráfica da função $\delta(x)$ é mostrada em Figura IV-20. A função pulso retangular normalizada, no sistema discreto, $rect(k)$, está escrita em Eq. IV-12, com apresentação gráfica em Figura IV-15, e no sistema contínuo, $rect(x)$, está escrita em Eq. IV-18 com representação gráfica em Figura IV-21. A função pulso triangular normalizada, no sistema discreto, $tri(k)$, está escrita em Eq. IV-13 com representação

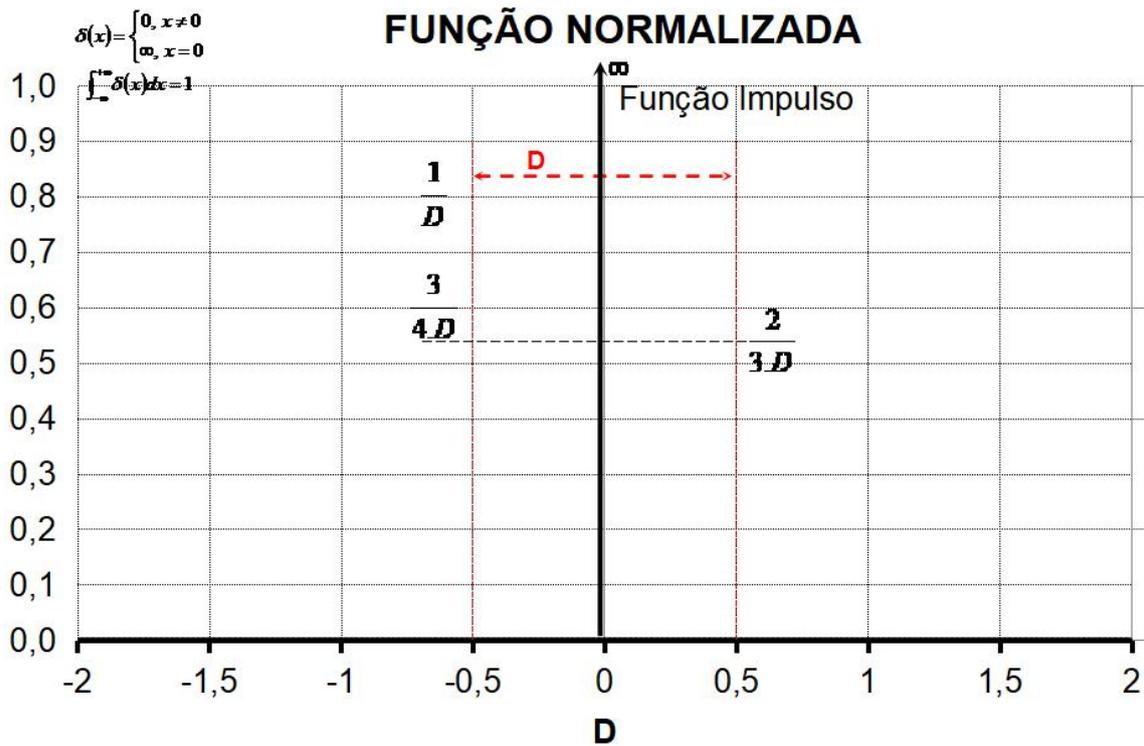


Figura IV-20 Representação função “Filtro” para a visão natural, a função impulso

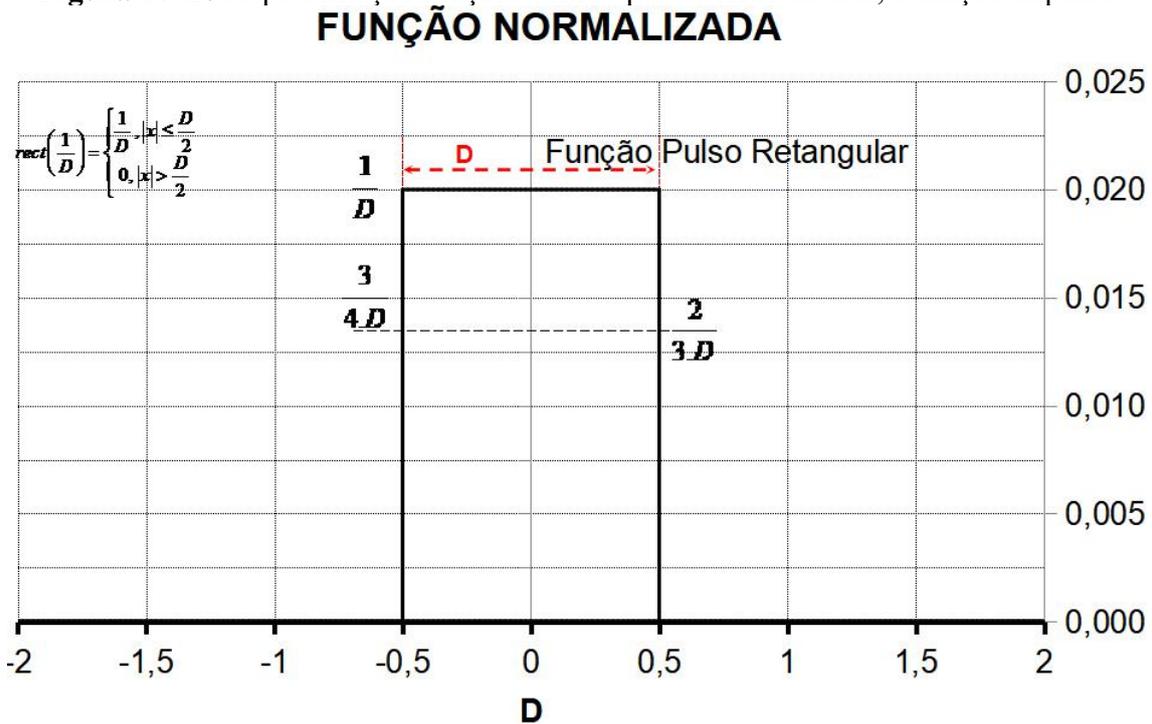


Figura IV-21 Representação gráfica da convolução de duas funções pulso retangular

gráfica em Figura IV- 16, e no sistema contínuo, $\text{tri}(x)$, está escrita em Eq. IV- 19 com representação gráfica em Figura IV- 22. A função pulso quadrangular normalizada, no sistema discreto, $\text{qtri}(k)$, está escrita em Eq. IV- 14 com representação gráfica em Figura IV- 17, e no sistema contínuo, $\text{qtri}(x)$, está escrita em Eq. IV- 20, assim como em Eq. IV- 21 com representação gráfica em Figura IV- 23. A função pulso cúbica

FUNÇÃO NORMALIZADA

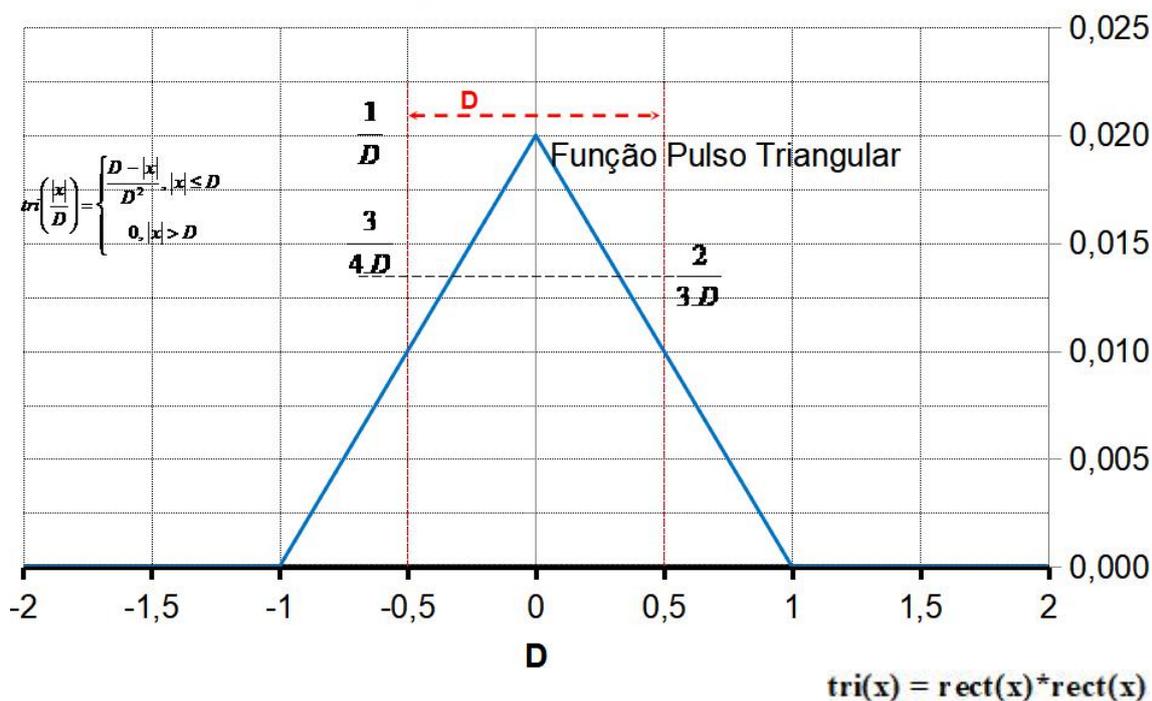


Figura IV-22 Representação gráfica da função pulso triangular

FUNÇÃO NORMALIZADA

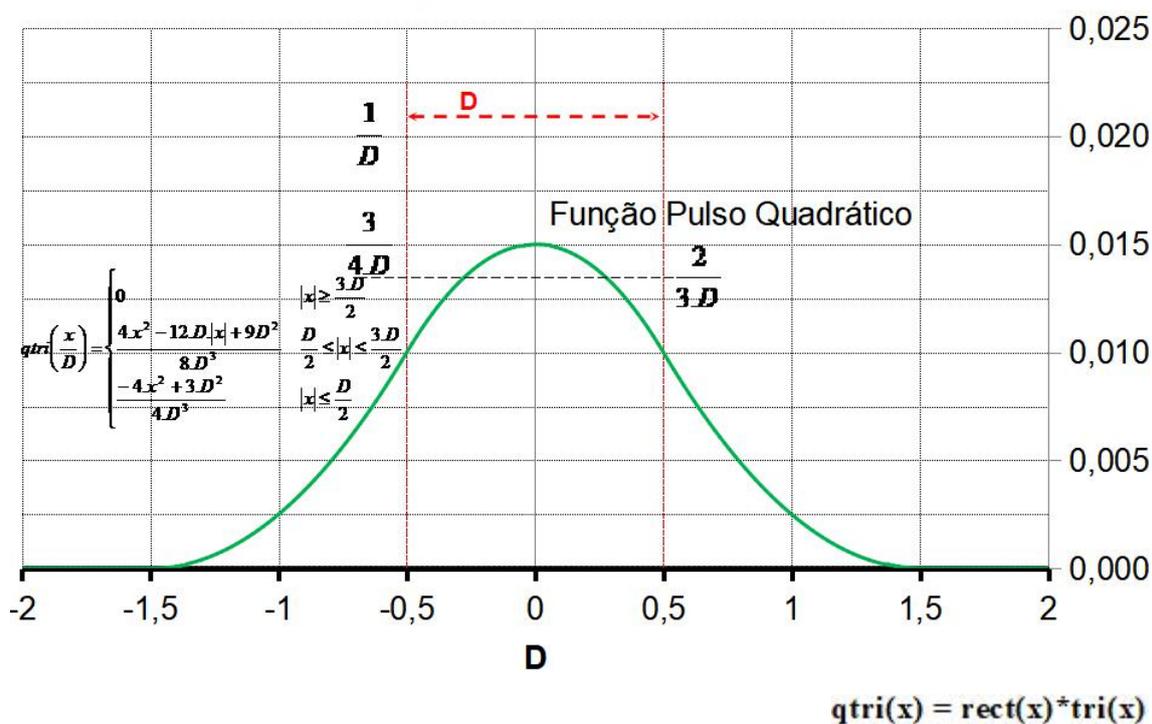


Figura IV-23 Representação do gráfico da função pulso quadrático

normalizada, no sistema discreto, $\text{ctri}(k)$, está escrita em Eq. IV-15 com representação gráfica em Figura IV-18, e no sistema contínuo, $\text{ctri}(x)$, está escrita em Eq. IV-22, assim como em Eq. IV-23 com representação gráfica em Figura IV-24. Para

FUNÇÃO NORMALIZADA

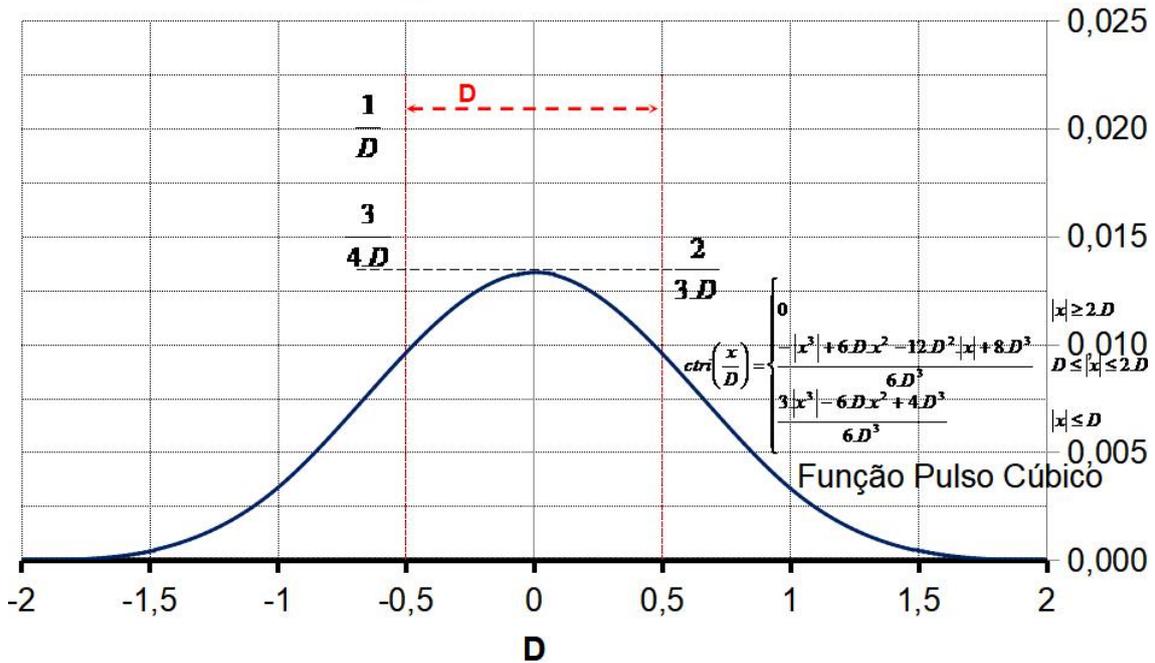


Figura IV-24 Representação do gráfico da função pulso cúbico

FUNÇÃO NORMALIZADA

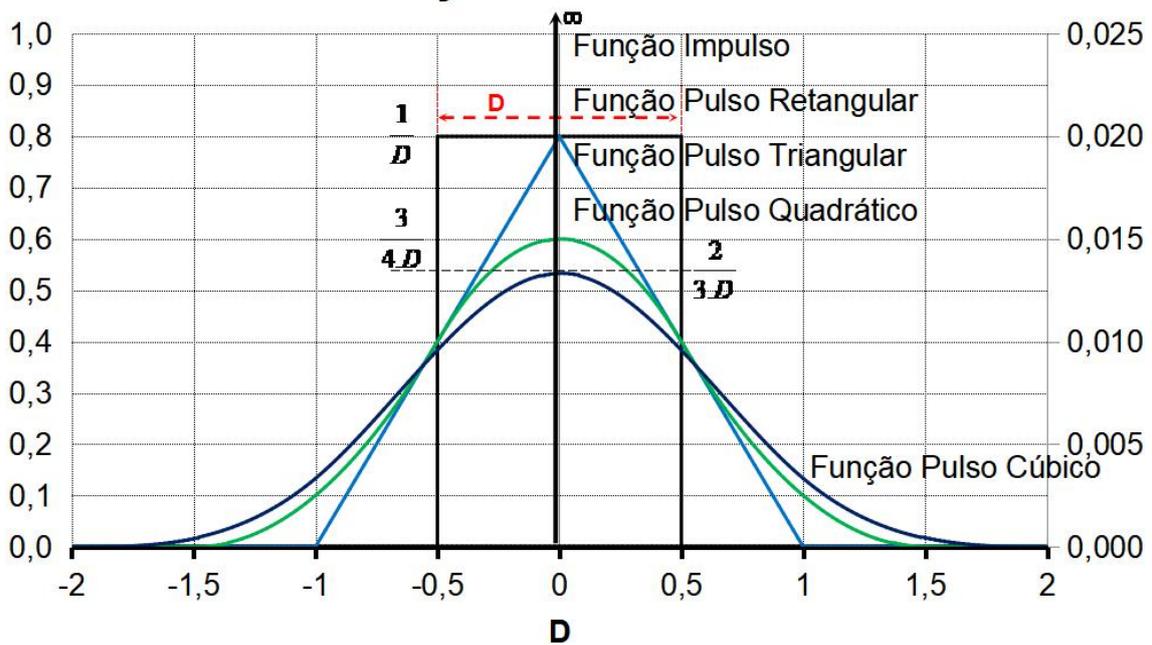


Figura IV-25 Representação gráfica comparativa entre as funções pulso

comparação, todos os gráficos dos filtro estão expostos, em mesma escala, exceto a função delta de Dirac, em Figura IV-25, e seu correspondente no sistema discreto em Figura IV-19, com a função $\delta(k)$, Eq. IV-2.

$$\delta(x) = \begin{cases} 0, & x \neq 0 \\ \infty, & x = 0 \end{cases} \quad (\text{IV-17})$$

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \delta(x) dx = 1$$

$$\text{rect}(x) = \begin{cases} \frac{1}{D}, & |x| \leq \frac{D}{2} \\ 0, & |x| > \frac{D}{2} \end{cases} \quad (\text{IV-18})$$

$$\text{tri}\left(\frac{|x|}{D}\right) = \text{rect}(x) * \text{rect}(x) = \begin{cases} \frac{D-|x|}{D^2}, & |x| \leq D \\ 0, & |x| > D \end{cases} \quad (\text{IV-19})$$

$$\text{qtri}(x) = \text{rect}(x) * \text{tri}(x) \quad (\text{IV-20})$$

$$\text{qtri}(x) = \begin{cases} 0 & |x| \geq \frac{3.D}{2} \\ \frac{4.x^2 - 12.D.|x| + 9D^2}{8.D^3} & \frac{D}{2} \leq |x| \leq \frac{3.D}{2} \\ \frac{-4.x^2 + 3.D^2}{4.D^3} & |x| \leq \frac{D}{2} \end{cases} \quad (\text{IV-21})$$

$$\text{ctri}(x) = \text{rect}(x) * \text{qtri}(x) = \text{tri}(x) * \text{tri}(x) \quad (\text{IV-22})$$

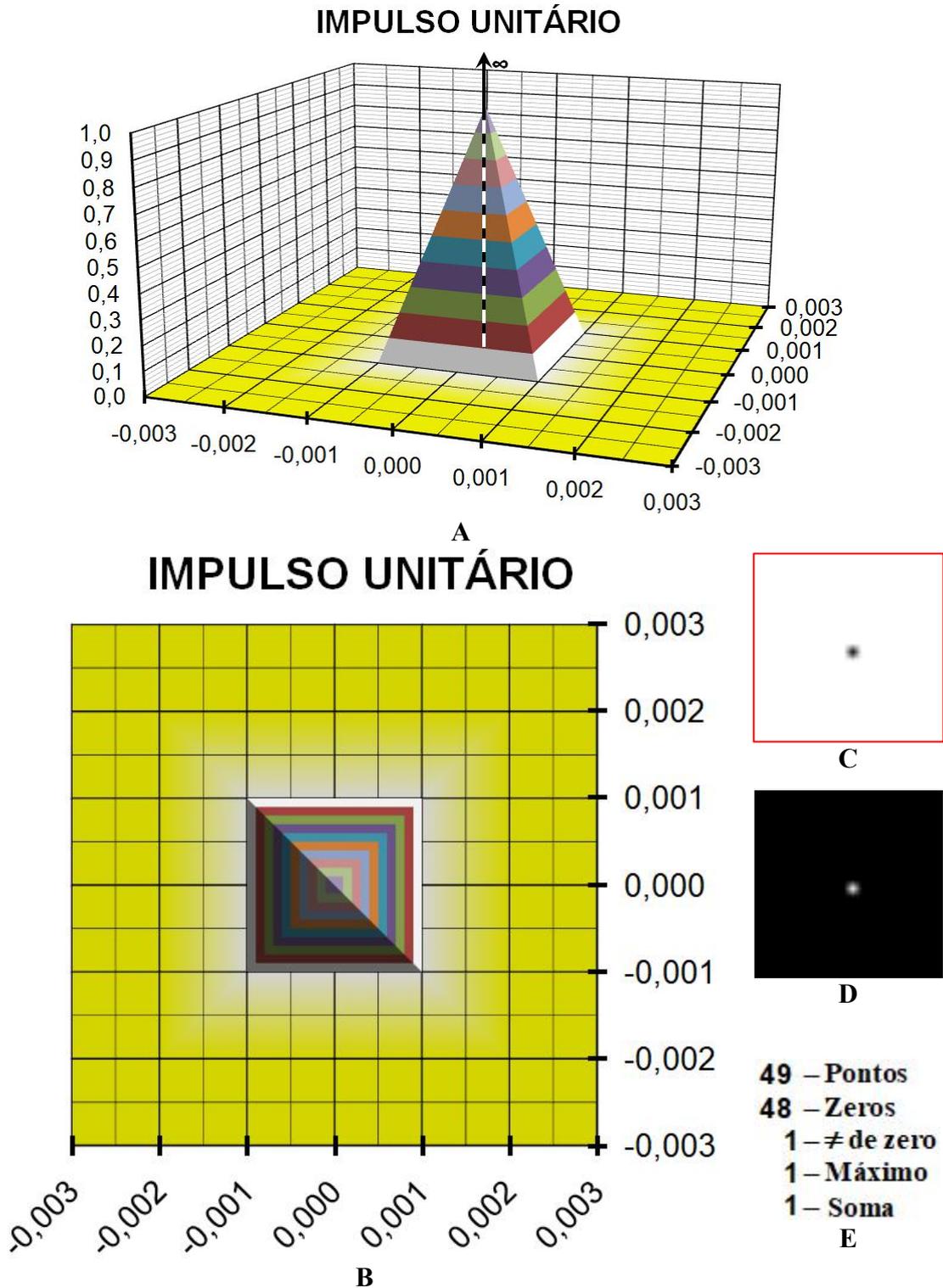
$$\text{ctri}\left(\frac{x}{D}\right) = \begin{cases} 0 & |x| \geq 2.D \\ \frac{-|x^3| + 6.D.x^2 - 12.D^2.|x| + 8.D^3}{6.D^3} & D \leq |x| \leq 2.D \\ \frac{3.|x^3| - 6.D.x^2 + 4.D^3}{6.D^3} & |x| \leq D \end{cases} \quad (\text{IV-23})$$

C. Convolução de funções tridimensionais

Os modelos matemáticos bidimensionais discretos e contínuos servem para mostrar o desenvolvimento matemático teórico mais simples para o entendimento da aplicação da convolução tridimensional as análises de patologias oculares.

Analicamente a função impulso tem diversas aplicações, porém, a sua representação gráfica pode apresentar dificuldades de exposição. A Figura IV-26 mostra graficamente várias formas de representação da função impulso tridimensional, que, na representação bidimensional, está na forma de impulso bidimensional escrito

pela Eq. IV-2 e exposto graficamente na Figura IV-4, para a representação no sistema discreto e pela Eq. IV-17 e exposto graficamente na Figura IV-20, para a representação no sistema contínuo. Na Figura IV-26A é mostrado a representação do impulso, dado



A - Vista lateral e impulso, B - Vista superior, C - Ponto (ampliado 5x), D - Filtro (ampliado 5x), E - Números de pontos usados em "A" e "B"

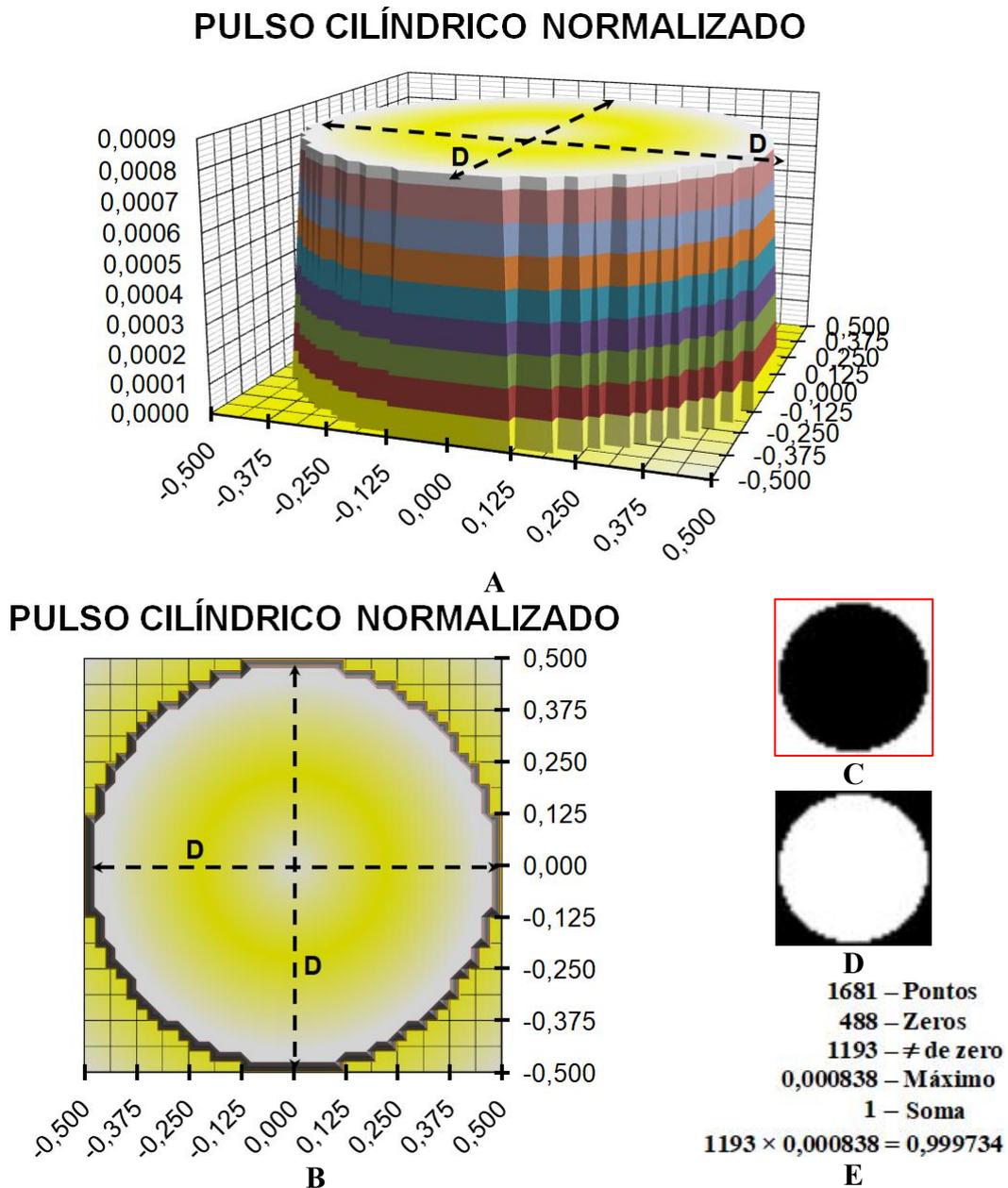
Figura IV-26 Representação gráfica do impulso unitário discreto

pela função delta de Dirac, $\delta(x,y)$, além da vista lateral de uma forma aproximada. Na Figura IV-26B é mostrado a representação da vista superior da função aproximada do impulso. Na Figura IV-26C é mostrado a representação como um ponto, ampliado cinco vezes, para facilitar a visualização. Na Figura IV-26D é mostrado a representação do filtro da visão natural, ponto único, ampliado cinco vezes, para facilitar a visualização. Na Figura IV-26E é mostrado o número de pontos utilizados na construção de Figura IV-26A e Figura IV-26B.

A Figura IV-27 mostra graficamente várias formas de representação da função pulso cilíndrico, que, na representação bidimensional, está na forma de pulso retangular escrito pela Eq. IV-12 e exposto graficamente na Figura IV-15, para a representação no sistema discreto e pela Eq. IV-18 e exposto na Figura IV-21, para a representação no sistema contínuo. Na Figura IV-27A é mostrada a representação da vista lateral da função pulso cilíndrico, $\text{ret}(x,y)$. Na Figura IV-27B é mostrada a representação da vista superior da função pulso cilíndrico. Na Figura IV-27C é mostrado a representação como um conjunto de pontos formando um círculo, ampliado duas vezes, para facilitar a visualização, sem degradação da borda. Na Figura IV-27D é mostrado a representação do filtro cilíndrico, ampliado duas vezes, para facilitar a visualização, sem degradação da borda. Na Figura IV-27E é mostrado o número de pontos utilizados na construção de Figura IV-27A e Figura IV-27B.

A Figura IV-28 mostra graficamente várias formas de representação da função pulso cônico, que, na representação bidimensional, está na forma de pulso triangular escrito pela Eq. IV-13 e exposta graficamente na Figura IV-16, para a representação no sistema discreto e pela Eq. IV-19 e exposto na Figura IV-22, para a representação no sistema contínuo. Na Figura IV-28A é mostrada a representação da vista lateral da função pulso cônico, $\text{tri}(x,y)$. Na Figura IV-28B é mostrada a representação da vista superior da função pulso cônico. Na Figura IV-28C é mostrado a representação como um conjunto de pontos, ampliado 20%, para facilitar a visualização, que apresenta uma degradação de primeira ordem na borda, por resultar da operação de convolução $\text{tri}(x,y) = \text{ret}(x,y) * \text{ret}(x,y)$. Esta degradação foi mostrada como penumbra nas Figura IV-1, Figura IV-2, Figura IV-3, Figura IV-11, Figura IV-12 e Figura IV-13, além da Tabela IV-1. Na Figura IV-28D é mostrado a representação do filtro cônico, ampliado 20%, para facilitar a visualização, que apresenta a mesma degradação mostrada na

Figura IV-28C. Na Figura IV-28E é mostrado o número de pontos utilizados na construção de Figura IV-28A e Figura IV-28B.

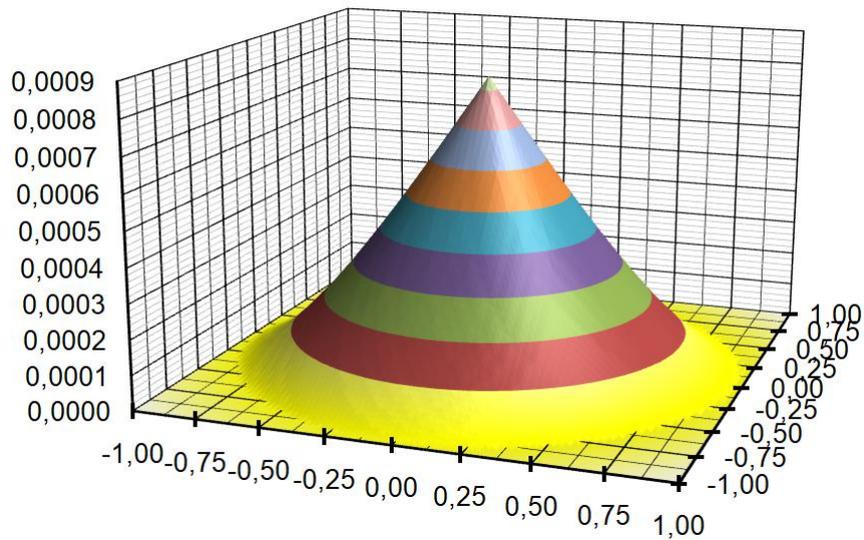


A - Vista lateral e pulso cilíndrico, B - Vista superior, C - Pulso cilíndrico (ampliado 2x), D - Filtro cilíndrico (ampliado 2x), E - Números de pontos usados em “A” e “B”

Figura IV-27 Representação gráfica do pulso cilíndrico unitário discreto

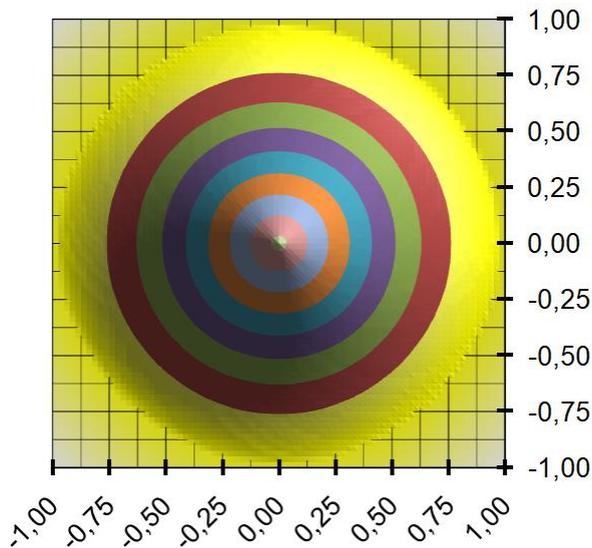
A Figura IV-29 mostra graficamente várias formas de representação da função pulso quadrático, que, na representação bidimensional, está na forma de pulso quadrático escrito pela Eq. IV-14 e exposta graficamente na Figura IV-17, para a representação no sistema discreto e pela Eq. IV-21 e exposto na Figura IV-23, para a representação no sistema contínuo. Na Figura IV-29A é mostrada a representação da

PULSO CÔNICO NORMALIZADO

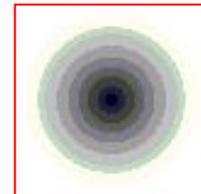


A

PULSO CÔNICO NORMALIZADO



B



C



D

6561 – Pontos
1860 – Zeros
4701 – ≠ de zero
0,000838 – Máximo
1 - Soma

E

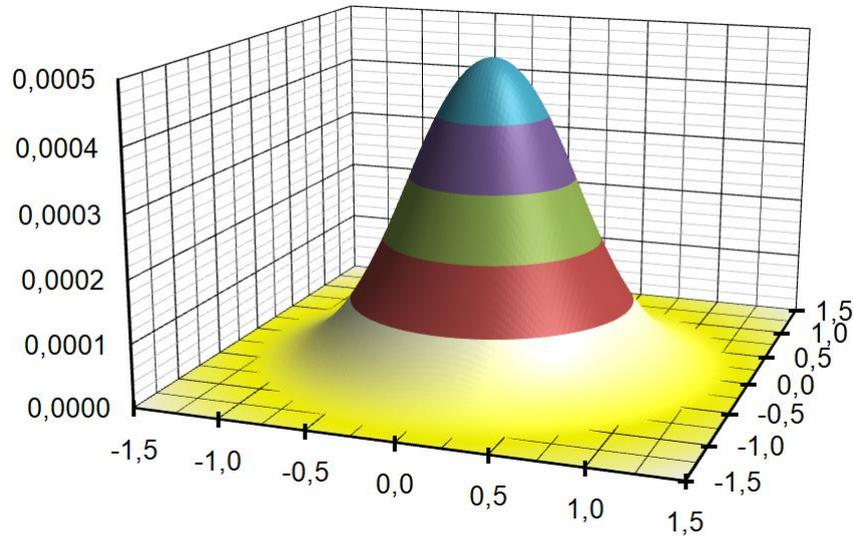
A - Vista lateral e pulso cônico, B - Vista superior, C - Pulso cônico (ampliado 1,2x),
D - Filtro cônico (ampliado 1,2x), E - Números de pontos usados em “A” e “B”

Figura IV-28 Representação gráfica do pulso cônico unitário discreto

vista lateral da função pulso quadrático, $qtri(x,y)$. Na Figura IV-29B é mostrado a representação da vista superior do pulso quadrático. Na Figura IV-29C é mostrado a representação como um conjunto de pontos, que apresenta uma degradação de segunda ordem na borda, por resultar da operação de convolução $qtri(x,y) = ret(x,y)*ret(x,y)*ret(x,y) = ret(x,y)*tri(x,y)$. Na Figura IV-29D é mostrado a representação do filtro quadrático, que apresenta a mesma degradação mostrada na

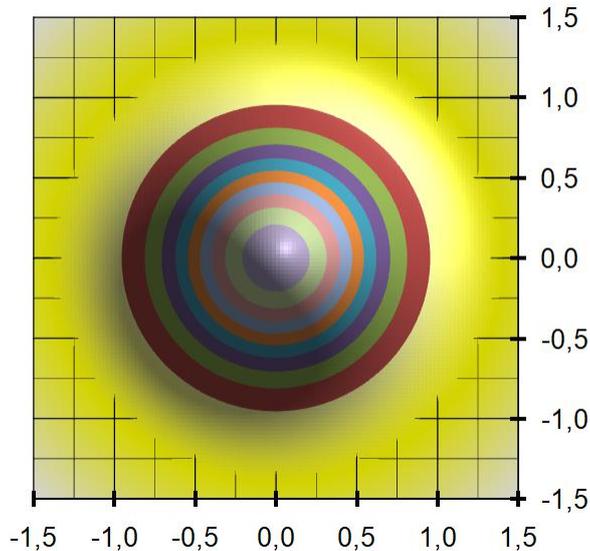
Figura IV-29C. Na Figura IV-29E é mostrado o número de pontos utilizados na construção de Figura IV-29A e Figura IV-29B.

PULSO QUADRÁTICO NORMALIZADO

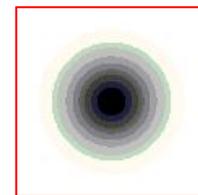


A

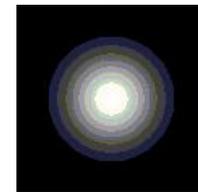
PULSO QUADRÁTICO NORMALIZADO



B



C



D

14641 – Pontos
4116 – Zeros
10525 – ≠ de zero
0,000492 – Máximo
1 - Soma

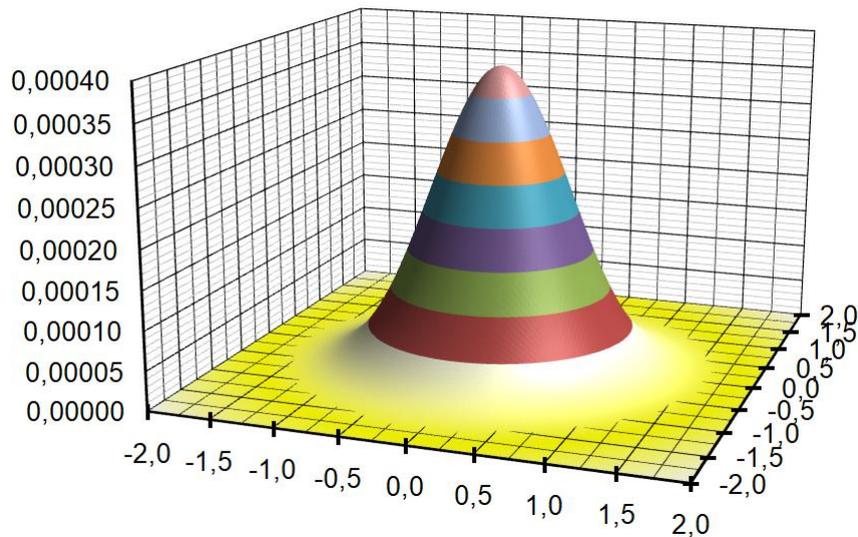
E

A - Vista lateral e pulso quadrático, B - Vista superior, C - Pulso quadrático (redução 0,80x), D - Filtro quadrático (redução 0,80x), E - Números de pontos usados em “A” e “B”

Figura IV-29 Representação gráfica do pulso quadrático unitário discreto

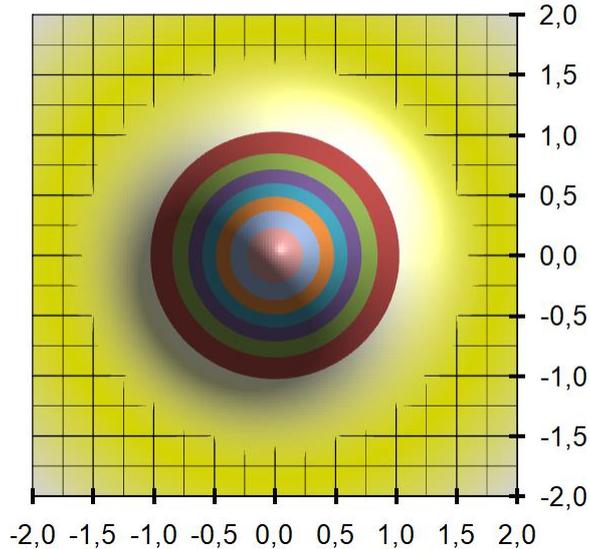
A Figura IV-30 mostra graficamente várias formas de representação da função pulso cúbico, que, na representação bidimensional, está na forma de pulso cúbico escrito pela Eq. IV- 15 e exposta graficamente na Figura IV- 18, para a representação no

PULSO CÚBICO NORMALIZADO

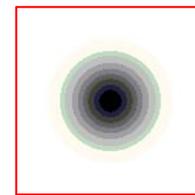


A

PULSO CÚBICO NORMALIZADO



B



C



D

25921 – Pontos
7095 – Zeros
18826 – ≠ de zero
0,000385 – Máximo
1 – Soma

E

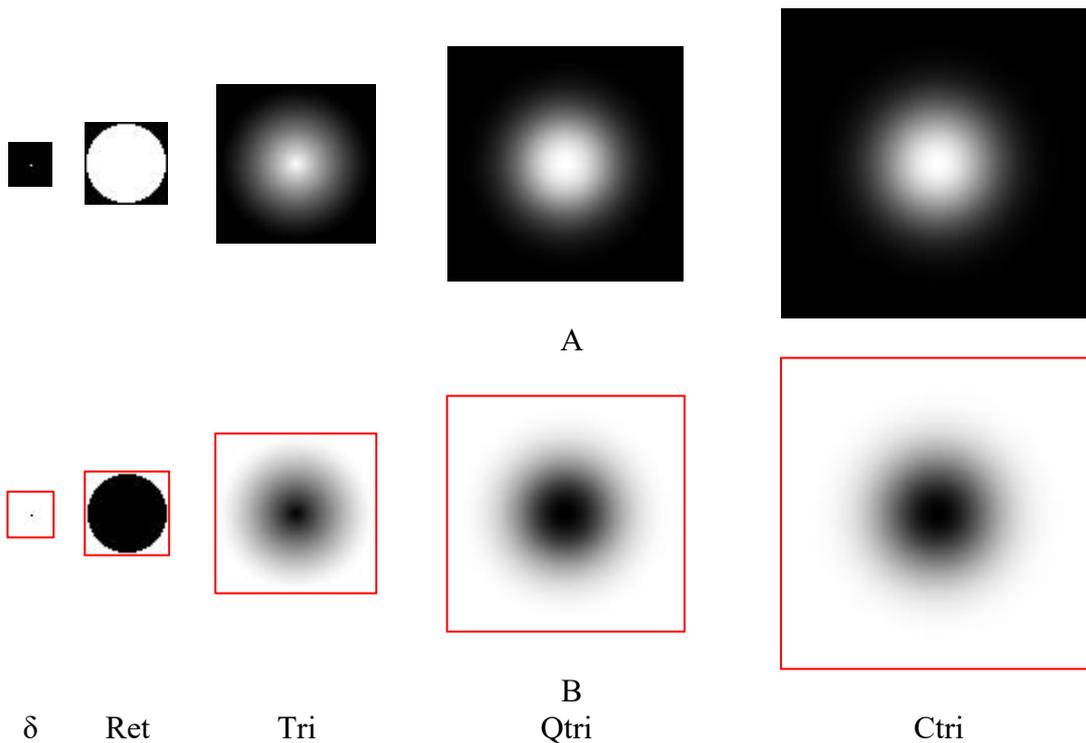
A - Vista lateral e pulso cúbico, B - Vista superior, C - Pulso cúbico (redução 0,60x),
 D - Filtro cúbico (redução 0,60x), E - Números de pontos usados em “A” e “B”

Figura IV-30 Representação gráfica do pulso cúbico unitário discreto

sistema discreto e pela Eq. IV-23 e exposto na Figura IV-24, para a representação no sistema contínuo. Na Figura IV-30A é mostrado a representação da vista lateral da função pulso cúbico, $ctri(x,y)$. Na Figura IV-30B é mostrado a representação da vista superior da função pulso cúbico, que apresenta uma degradação de terceira ordem na borda, por resultar da operação de convolução $ctri(x,y) = ret(x,y)*ret(x,y)*ret(x,y)*ret(x,y) = tri(x,y)*tri(x,y) = ret(x,y)*qri(x,y)$. Na Figura IV-30C é mostrado a representação de um conjunto de pontos. Na

Figura IV-30D é mostrado a representação do filtro cúbico, que apresenta a mesma degradação mostrada na Figura IV-30C. Na Figura IV-30E é mostrado o número de pontos utilizados na construção de Figura IV-30A e Figura IV-30B.

Figura IV-31A mostra as imagens da Figura IV-26C, Figura IV-27C, Figura IV-28C, Figura IV-29C e Figura IV-30C na mesma escala de apresentação e a Figura IV-31B mostra as imagens da Figura IV-26D, Figura IV-27D, Figura IV-28D, Figura IV-29D e Figura IV-30D na mesma escala de apresentação.



A - Imagem que é projetada na retina, B - Imagem negativa

Figura IV-31 Representação gráfica do pulso cúbico unitário discreto

D. Aplicação ao olho humano

Um círculo preto ao centro de uma região branca como a imagem “Ret” em Figura IV-31B ou Figura IV-27C e em três dimensões Figura IV-27A. O branco é representado pelo seu valor máximo com oito (8) bits igual à $255 = 2^8 - 1$ e o preto com o valor mínimo zero (0). Na Figura IV-27A os pontos da base superior do cilindro seriam preto e valem zero (0) e os pontos do plano da base inferior seriam branco, valem 255. Para explicar a projeção dessa imagem na retina de um olho humano está sendo considerada somente uma linha passando sobre o diâmetro horizontal do círculo dessa imagem corresponde ao gráfico mostrado com linha preta cheia em Figura IV-32 e à fonte apresentada na Figura IV-1, Figura IV-2 e Figura IV-3 corresponde ao fazer

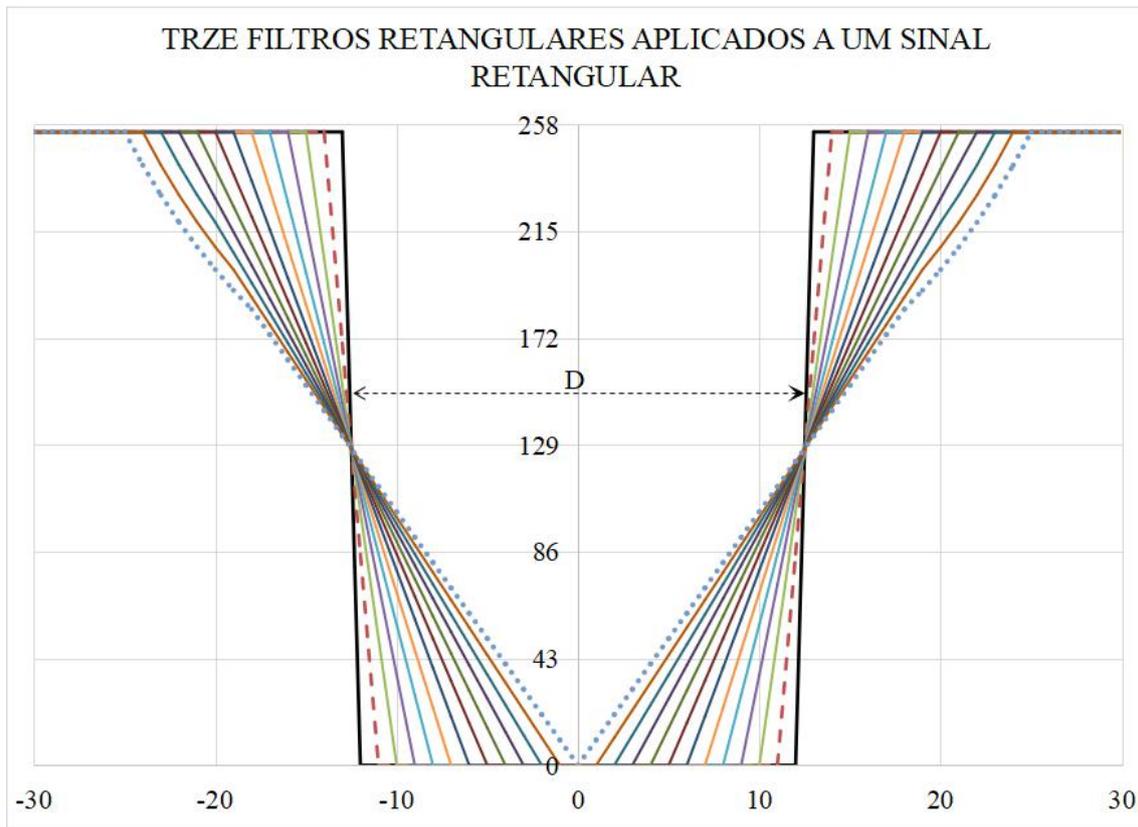


Figura IV-32 Linha preta cheia fonte de entrada, diâmetro e respectivas convoluções desde $\delta(x)$ até $\text{ret}(D)$

nula (0) as posições das letras maiúsculas de “A” até “G” e o valor máximo 255 nos espaços anteriores à letra maiúscula “A” além dos espaços posteriores à letra maiúscula “G”. O olho natural pode ser representado por uma gotícula dada pela função $\delta(k)$ para o sistema discreto, Eq. IV-2, e $\delta(x)$ para o sistema contínuo, Eq. IV-17. A convolução da fonte e o filtro dado pela função δ projeta na retina à função de entrada, Eq. IV-9 representada em Figura IV-5, como ocorre na visão natural. Se houver mais gotículas juntas o linha tracejada do gráfico mostrado em Figura IV-32, considera três gotículas. Cada linha adjacente mostrada no gráfico em Figura IV-32 simula a superposição de imagens para cada acréscimo de duas gotículas, formando as respectivas penumbras. A linha pontilhada simula o número de gotículas suficientes para obtenção do diâmetro “D”, nos sistema com uma variável independente Figura IV-16 para o sistema discreto, Figura IV-22 para o sistema contínuo e para duas variáveis independentes Figura IV-28. Então uma pessoa ao fixar o olhar em um círculo preto ao centro de um painel branco, como a imagem “Ret” em Figura IV-31B e Figura IV-27C, durante aproximadamente 15 segundos e após olhar para um painel branco deve perceber uma imagem como a mostrada em Figura IV-31B (Tri) e em Figura IV-28C. Ao fixar os olhos na imagem a

pessoa deixou projetar na retina a luminosidade branca do painel e deixou ao centro uma região sem luminosidade e, após aproximadamente 15 segundos, fixa os olhos em um painel branco a pessoa impõe uma variação de estímulo ocular exposto em Figura IV-31A (Ret) e Figura IV-27D, então onde inicialmente não existia luminosidade passou a existir branco e onde era branco permaneceu branco, não houve variação. O diâmetro da imagem do estímulo é o mesmo diâmetro do círculo preto da imagem inicial que é apresentada por “D” na Figura IV-32 e sua linha pontilhada é a convolução bidimensional, função pulso triangular “Tri” escrito em duas dimensões pela Eq. IV-13 e exposta graficamente na Figura IV-16, para a representação no sistema discreto e pela Eq. IV-19 e exposto na Figura IV-22, para a representação no sistema contínuo, mas em três dimensões é a função cônica mostrada na Figura IV-28, porém é visto como apresentado na Figura IV-31B (Tri) e Figura IV-28C. Como visto a imagem mostrada na Figura IV-31B (Tri) é a convolução da imagem fonte mostrada na Figura IV-31B (Ret) com a imagem filtro normalizada a partir da Figura IV-31A (Ret), análoga, no sistema bidimensional, à equação Eq. IV-13 no sistema discreto e à equação Eq. IV-19 no sistema contínuo.

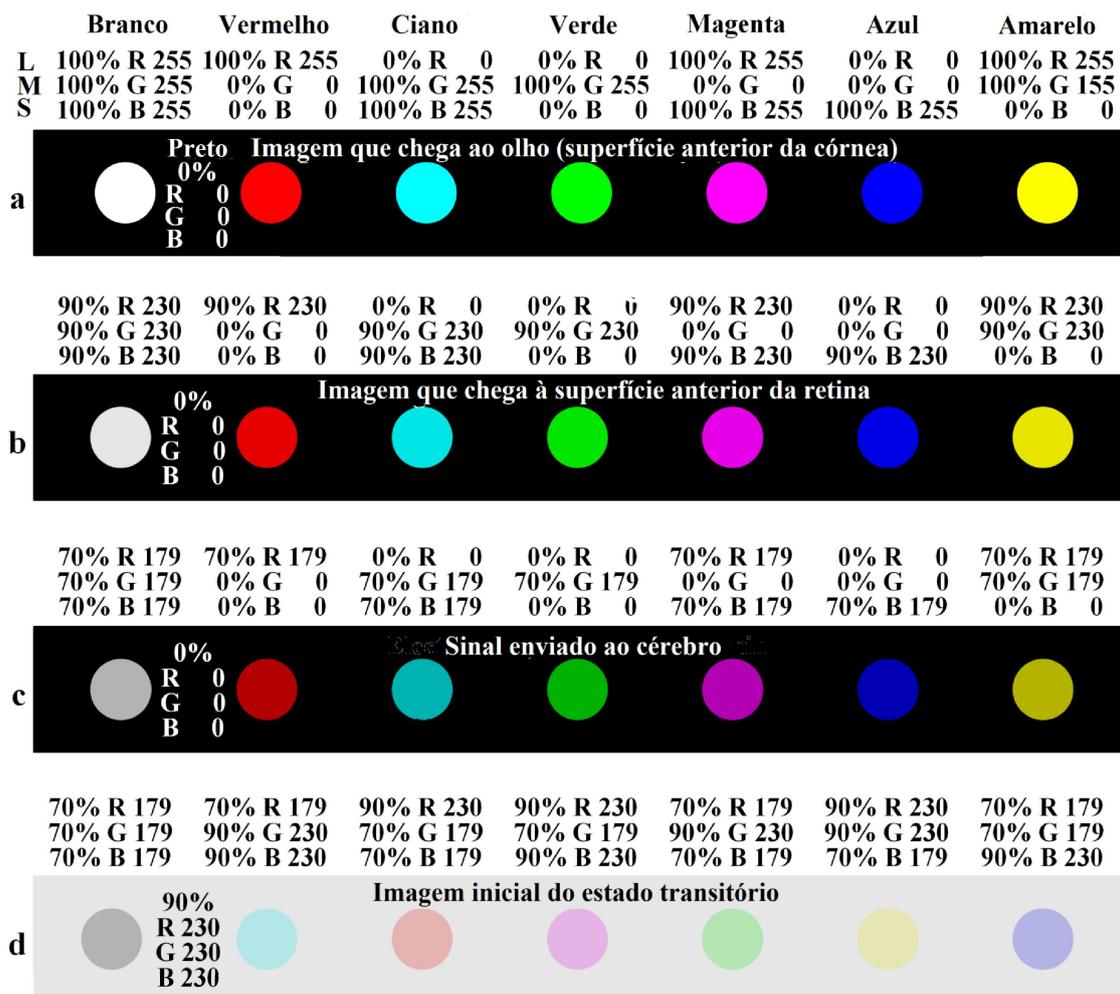
Para obter o mesmo resultado sem a percepção da degradação das bordas é só usar a imagem inicial de fixação a Figura IV-31B (Tri) e em Figura IV-28C para obter a imagem mostrada em Figura IV-31B (Ctr) é a convolução da imagem fonte mostrada na Figura IV-31B (Tri) com a imagem filtro normalizada a partir da Figura IV-31A (Tri), análoga, no sistema bidimensional, à equação Eq. IV-15 no sistema discreto e à equação Eq. IV-23 no sistema contínuo. A justificativa está na transformada de Fourier da função Tri Item 1.13 em Tabela A-1 e da função Ctri Item 1.15 em Tabela A-1. A degradação das bordas é obtida pela redução das componentes com maiores frequências e as maiores frequências da função Tri já estão muito atenuadas e $Ctri(\omega) = Tri(\omega)^2$.

A visualização da degradação das bordas nítidas de uma imagem é uma patologia primária adquirida na infância ou mantida desde o nascimento. É primário porque é o primeiro sintoma de armazenamento de resíduos metabólicos desidratados na córnea e no cristalino além de produzir muitas outras patologias, com os excessivos acúmulos desidratados. Estes acúmulos podem permanecer para o resto da vida e a dificuldade de reidratação e eliminação aumenta com a idade, devido ao aumento de sua viscosidade. Desta forma está demonstrada a patologia como acúmulo de resíduos

metabólicos na córnea e no cristalino conforme interpretação às observações de Scheiner, (apud [24]).

IV. 1. 1. 2 Formação da imagem negativa

A Figura IV-33 consiste em vinte e oito círculos dispostos em quatro linhas e sete colunas. A Figura IV-33a, a linha superior de círculos, em fundo preto, é formada com a cor branca e as três cores primárias do modelo de cores RGB (R - Red, G -Green, B - Blue) alternando ao lado com suas respectivas cores complementares. As cores RGB correspondem aos três tipos de cones relacionados ao comprimento das ondas da luz (λ) (**R** - eritopigmento, cones **L**, “ λ Long”, sensível a cor vermelha, **G** - cloropigmento, cones **M**, “ λ Medium”, sensível a cor verde, **B** - cianopigmento, cones **S**, “ λ short”, sensível a cor azul). A cor vermelha estimula os cones **L** e sua cor complementar, a ciana, estimula os cones **M** e **S**. A cor verde estimula os cones **M** e sua



a - Fonte luminosa; b - 90% da energia luminosa de a; c - 70% da energia luminosa de a;
d - imagem complementar inicial

Figura IV-33 Representação gráfica do pulso cúbico unitário discreto

cor complementar, a magenta, estimula os cones **L** e **S**. A cor azul estimula os cones **S** e sua cor complementar, a amarela, estimula os cones **L** e **M**. Na teoria das cores, duas cores são chamadas complementares se, quando misturadas na proporção adequada, produzem uma cor neutra, nesse caso, a cor branca.

A Figura IV-33a mostra a imagem que atinge o olho (superfície anterior da córnea), que representa a referência 100% da energia emitida pela fonte luminosa ($255 = 2^8 - 1$ - maior valor com 8 bits). Esta imagem atravessa diferentes meios (córnea, humor aquoso, cristalino e humor vítreo) para chegar à retina, mas está sendo considerada uma perda de 10% devido ao resíduo metabólico acumulado na córnea, no humor aquoso, no cristalino e no humor vítreo, porque a imagem negativa é uma patologia ocular. Para um olho em condições naturais esta perda na transmissão é desprezível. Portanto, apenas 90% da energia emitida pela fonte chega à retina, que corresponde ao valor 230 (intervalo 0-255), Figura IV-33b. Essa hipótese é consistente com o fato de que as pessoas passam a ver as cores mais escuras com o aumento da idade. Muitas pessoas relatam que passam a enxergar mais claro, após a cirurgia de catarata, ou seja, redução da perda através do cristalino. Os resíduos metabólicos acumulados na retina dificulta a movimentação da nutrientes e oxigênio para o fototransdutor, que limita a potência do sinal elétrico enviado ao cérebro, portanto, está sendo considerada a perda de 20%, em relação a energia emitida Figura IV-33a, ou seja, por causa do aumento da resistência no suprimento de nutrientes somada as perdas na transmissão, a transdução máxima do sinal enviado ao cérebro, corresponde ao percentual de 70% da energia luminosa emitida pela fonte Figura IV-33a. 70% é a energia máxima do sinal neural transmitido ao cérebro em estado estacionário que corresponde ao valor 179 (em uma escala de 0-255), Figura IV-33c.

Em um exemplo simples da formação da imagem negativa. Considerar inicialmente o olho fechado, tudo escuro. Nesse estado, a retina está em seu estado de repouso. O suprimento da massa nutriente é mínima (estado de potência mínimo) que é a quantidade mínima de consumo dos nutrientes e oxigênio para manter os fototransdutores em estado de repouso. Ao abrir o olho, fixando em uma fonte luminosa Figura IV-33a, a capacidade de transdução inicial é a máxima e pode transmitir um sinal com a potência máxima, nesse caso, corresponde a 90% da energia da fonte, Figura IV-33b (a energia que chega a superfície anterior da retina), porém, a potência dos sinal neural vai reduzindo até chegar ao correspondente a 70% da energia da fonte,

Figura IV-33c, em seu estado estacionário final. Então uma pessoa precisa olhar a mesma imagem (nesse caso, a Figura IV-33a, 100% de energia emitida) por trinta segundos a um minuto para o sistema chegar ao estado estacionário final de observação. A imagem que chega na retina Figura IV-33b (90% da energia emitida) é transduzida nos sinais neurais transmitidos ao cérebro correspondente à potência de 70% à potência da fonte, Figura IV-33c. Logo, quando uma pessoa olha para uma região com a cor vermelha (100%) Figura IV-33a, os seus cones **L** passam a consumir nutrientes e oxigênio até a capacidade máxima de transdução em estado estacionário (70%) Figura IV-33c. Ao olhar para uma região branca, os cones **M** e **S** que estavam em repouso sem estímulo luminoso incidente passa a enviar um sinal com sua capacidade máxima de potência inicial (90%), Figura IV-33d que é o início do estado transitório de transmissão (os cones **L** permanecem transmitindo 70% e os cones **M** e **S** passam a transmitir, inicialmente, 90%) e ao chegar ao estado estacionário final, todos os cones transmitem 70%, a cor do círculo esquerdo em Figura IV-34c.

IV. 1. 1. 3 Conclusão

A visualização da imagem negativa é uma patologia primária adquirida na infância ou mantida desde o nascimento. É primário porque é o primeiro sintoma de armazenamento de resíduos metabólicos desidratados na retina e muitas outras patologias surgem, com os excessivos acúmulos desidratados. Estes acúmulos podem permanecer para o resto da vida e a dificuldade de reidratação e eliminação aumenta com a idade, devido ao aumento de sua viscosidade. Desta forma está mostrado a pós imagem negativa é uma patologia causada pelo **acúmulo de resíduos metabólicos desidratados devido à falha do mecanismo de convecção forçada intraocular.**

IV.1.2 Epilepsia fotossensível

A epilepsia fotossensível é tema ainda pouco descrito [25] e apresenta dois casos, uma paciente feminina com 10 anos de idade e um paciente masculino com 14 anos de idade. Em [26] considera uma patologia reflexa rara caracterizada por convulsões causadas por estimulação luminosa intermitente, tendo maior incidência na puberdade e apresenta quatro casos, dois pacientes do sexo masculino, com 10 e 14 anos de idade e duas pacientes do sexo feminino, com 14 e 15 anos de idade.

Em [27] assim como em muitas outras publicações tratam o movimento sacádico como natural, porém, em [4 21 28] assim como nesse trabalho o movimento sacádico é

tratado como patologia e está demonstrado nesse trabalho como o causador da epilepsia fotossensível, como citado em [2]. Conforme observou Scheiner, (apud [24]), em 1619, para cada direção ocular existe uma distância de focalização, então, nesse trabalho está sendo mostrado que essa variação de distância de focalização ocorre devido ao acúmulo intraocular de gotículas formadas por resíduos metabólicos desidratados devido ao defeito no mecanismo de convecção forçada. Então, quando a pessoa desloca o olhar a imagem projetada na retina salta para outra posição, devido a mudança de gotícula que modifica a distância de focalização, em consequência, o controle neural imediatamente envia um sinal aos músculos retos para retornar ao posicionamento anterior através de um movimento denominado sacádico, ou seja, se eliminar o armazenamento patológico dos resíduos metabólico não existe razão alguma para o movimento sacádico.

Como não é possível mostrar o controle oculomotor é usado o recurso da simulação de sistemas lineares para possibilitar a demonstração da patologia. Nesse trabalho só existe interesse para o estudo de sistema estáveis, então, segundo [30] “um sistema estável será aquele para o qual a resposta de saída é limitada para todas as estradas limitadas. Um sistema que apresenta uma resposta não limitada a um estímulo limitado é instável”

IV. 1. 2. 1 Introdução

O sistema algébrico de equações é importante em estudos em estado estacionário. No estado estacionário do sistema em repouso e as variáveis de operação não varia no tempo. No estado estacionário é calculado o balanço de massa e energia de um sistema químico. O movimento do eixo de rotação da terra está em estado estacionário em seu movimento em torno do sol, porém, uma grande movimentação de massa na terra, um tsunami pode provocar mudança significativa em seu estado estacionário, ou seja, um estado transitório. O intervalo de mudança entre estados estacionários é denominado estado transitório. Em 26 de dezembro de 2004, um terremoto de 6,1 graus de magnitude, na ilha de Sumatra, na Indonésia, provocou deslocamento da “polhody” [29], ou seja, houve um estado transitório. Para estudar um estado transitório utiliza o sistema de equações diferenciais. Na engenharia é conhecido como estudos de transição de um sistema dinâmico, a partir do estado inicial em equilíbrio para um estado final de equilíbrio. Se, na simulação, o sistema não chegar ao estado final de equilíbrio, ou, não chegar ao estado de equilíbrio desejado, é projetado as modificações necessárias para que o sistema tenha o comportamento temporal esperado. Como o estudo parte de um

sistema em equilíbrio o domínio da função é o tempo, t , e, representação do sistema, é a partir do estado inicial, como referência, o instante inicial $t = t_0$. As equações escritas em Eq. A-25 (APÊNDICE - A) são escritas em Eq. IV-24 substituindo o domínio x pelo t . Como o sistema está inicialmente em estado estacionário o domínio t é estudado a partir do instante $t_0 = 0$, então, através de artifícios matemáticos é adotada a variável s Eq. IV-25 e as equações Eq. IV-24 são reescritas em Eq. IV-26. As transformações servem para mostrar a origem da variável s usada nas simulações. A variável s é um valor complexo com parte real muito próximo de zero e a parte imaginária, a frequência $\omega = 2.\pi.f$, então em alguns cálculos a variável s é substituída por um imaginário puro.

$$g(t) = \mathfrak{I}^{-1}(G(\omega)) = \frac{1}{2.\pi} \int_{-\infty}^{\infty} G(\omega).e^{j.\omega.t} d\omega \quad (IV-24)$$

$$G(\omega) = \mathfrak{I}(g(t)) = \int_{-\infty}^{\infty} g(t).e^{-j.\omega.t} dt$$

$$s = a + j.\omega, \text{ onde } \alpha \cong 0, j = \sqrt{-1} \text{ e } \omega = 2.\pi.f \text{ e} \quad (IV-25)$$

$$g(t) = \ell^{-1}(G(s)) = \frac{1}{j.2.\pi} \int_{a-j.\infty}^{a+j.\infty} G(s).e^{j.s.t} ds \quad (IV-26)$$

$$G(s) = \ell(g(t)) = \int_0^{\infty} g(t).e^{-j.s.t} dt$$

O modelo matemático de um sistema dinâmico pode simular um sistema regulador automático ou um servossistema, mostrado através do diagrama em Figura IV-34.

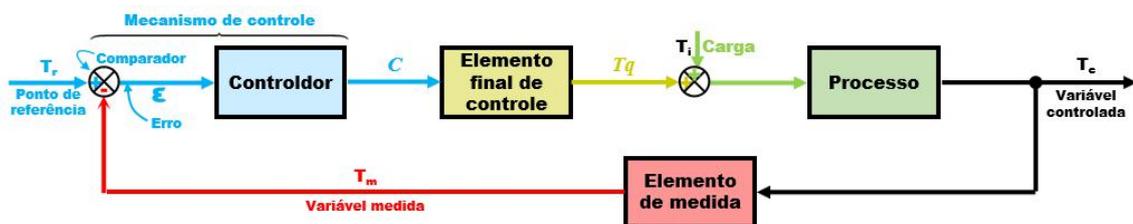


Figura IV-34 Processo com controle de temperatura

- O reator mostrado em Figura IV-35 pode ser um bom exemplo de um sistema regulador automático, onde a variável de controle T_c (temperatura) é medida e transduzida para o controlador, T_m , calcula o desvio ϵ com a temperatura de referência T_r ($\epsilon = T_r - T_m$ o sinal “-” da retroalimentação negativa), que estimula o controlador para produzir C para manipular a variável, q , em adição da variável temperatura de entrada, T_i , produzir o desvio de medida que age no processo. Um sistema com retroalimentação positiva é inerentemente instável. Em sistemas

complexos, a retroalimentação positiva pode surgir naturalmente, se houver ganho de fase com 180° , na retroalimentação [30]. No estudo de estabilidade o sistema, mostrado na Figura IV-35, pode aplicar a transformada de Laplace, Eq. IV-26, para construir o diagrama de blocos apresentado em Figura IV-33. Como o estudo é da variação entre estados estacionários, o estado estacionário inicial é a referência, e é subtraído do sistema, logo, no estudo de sistema regulado automático o ponto de referência T_r é nulo e o diagrama de blocos é modificado, como é mostrado em Figura IV-36 com as respectivas mudanças de variáveis.

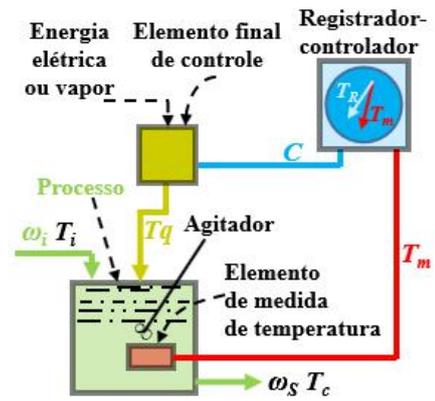


Figura IV-35 Processo com controle de temperatura

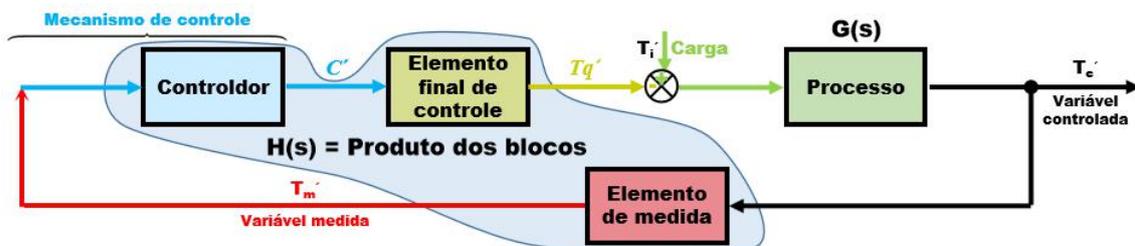


Figura IV-36 Processo com controle de temperatura, sistema regulador automático

A função de transferência de malha fechada, $FTMF$, é dada pela relação da variável de saída $T_c'(s)$ e a variável de entrada $T_i'(s)$, veja a equação Eq. IV-27 e Figura IV-37, onde $G(s)$ é a função de transferência de ramo direto, $FTMD(s)$, Eq. IV-28, $H(s)$ é a retroalimentação negativa Eq. IV-29 e $G(s).H(s)$ é a função de transferência de malha aberta $FTMA(s)$, Eq. IV-30.

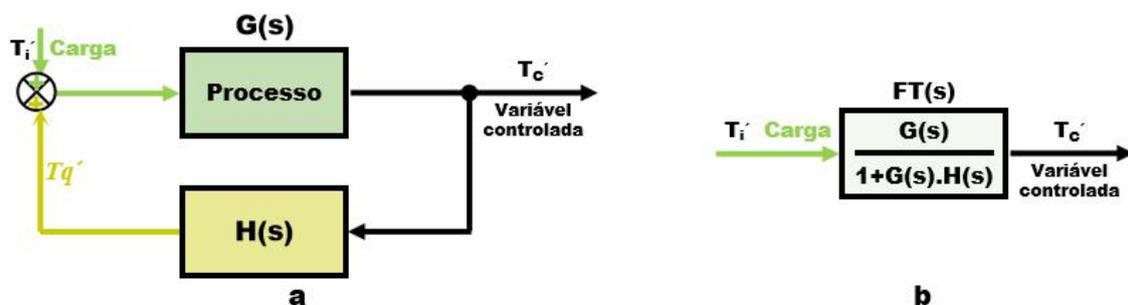


Figura IV-37 Função de transferência, $FT(s)$, do sistema mostrado em Figura IV-36

$$FT(s) = FTMF(s) = T_c(s)/T_i(s) = G(s)/(1 + G(s).H(s)) \quad (IV-27)$$

$$G(s) = FTRD(s) = \text{Processo}(s) \quad (IV-28)$$

$$H(s) = \text{Controlador}(s) \cdot \text{Elemento final de controle}(s) \cdot \text{Elemento de medida}(s) \quad (IV-29)$$

$$G(s).H(s) = FTMA(s) = \text{Processo}(s) \cdot \text{Controlador}(s) \cdot \text{Elemento final de controle}(s) \cdot \text{Elemento de medida}(s) \quad (IV-30)$$

- O controle do sistema visual pode ser um bom exemplo de um servossistema, onde as coordenadas do ponto de referência é o ponto inicial de focalização e a retroalimentação negativa resulta no desvio de medida que comanda o controlador para acionar a musculatura oculomotora que intervém no processo de deslocamento da projeção da imagem na retina, no processamento das informações e resulta num retardo na retroalimentação. A variável de entrada, T_i , em Figura IV-33 é nula. No estudo de estabilidade do servossistema da visão, pode aplicar a transformada de Laplace, Eq. IV-26, para construir o diagrama de blocos apresentado em Figura IV-38. Como o estudo é da variação entre estados estacionários, o estado estacionário inicial é a referência, e é subtraído do sistema, logo, no estudo de servossistema o ponto de referência é nulo, então, T_r em Figura IV-33 é a distância entre o ponto de referência e o ponto desejado, modificada para T_d , o deslocamento angular. O diagrama de blocos é modificado, como é mostrado em Figura IV-38, com as respectivas mudanças de variáveis.

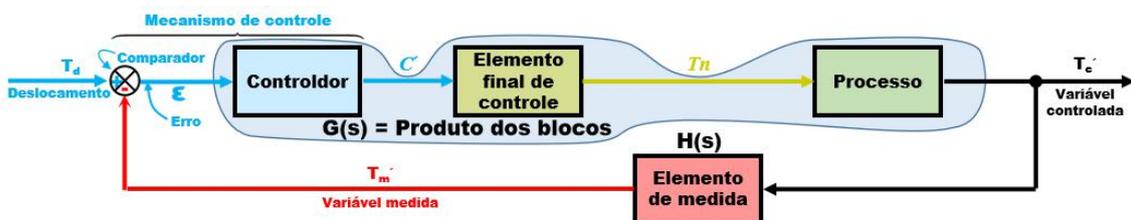


Figura IV-38 Servossistema

A função de transferência de malha fechada, $FTMF$, é dada pela relação da variável de saída $T_c(s)$ e a variável de entrada $T_d(s)$, veja a equação Eq. IV-31 e Figura IV-39, onde $G(s)$ é a função de transferência de ramo direto, $FTMD(s)$,

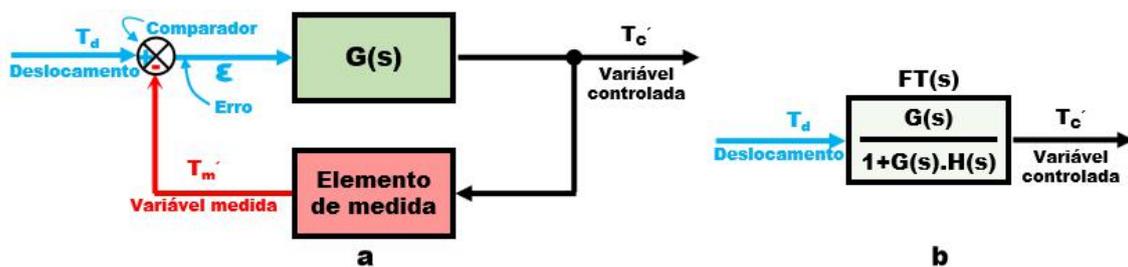


Figura IV-39 Função de transferência, $FT(s)$, do sistema mostrado em Figura IV-38

Eq. IV- 32, $H(s)$ é a retroalimentação negativa Eq. IV- 33, e $G(s).H(s)$ é a função de transferência de malha aberta $FTMA(s)$, Eq. IV- 34, que é igual a Eq. IV- 30.

$$FT(s) = FTMF(s) = T_c(s)/T_i(s) = G(s)/(1 + G(s).H(s)) \quad (IV-31)$$

$$G(s) = FTRD(s) = \text{Controlador}(s) \cdot \text{Elemento final de controle}(s) \cdot \text{Processo}(s) \quad (IV-32)$$

$$H(s) = \text{Elemento de medida}(s) \quad (IV-33)$$

$$G(s).H(s) = FTMA(s) = \text{Controlador}(s) \cdot \text{Elemento final de controle}(s) \cdot \text{Processo}(s) \cdot \text{Retardo}(s) \quad (IV-34)$$

O $G(s)$ inclui as ações neural e oculomotora. Para mostrar o diagrama de blocos do servossistema que pode simular o movimento ocular, submetido à um local de destino móvel é necessário apresentar cada bloco, ou, cada subconjunto de blocos.

1) Entrada - Alimentação

A Figura IV-40 mostra três opções de interesse do paciente, quando, inicialmente a sua visão está focalizando o ponto denominado I_0 , ou seja, o ponto de referência de medida, considerado nulo na simulação. O ponto I_0 é um ponto comum aos campos visuais nasais em ambos os olhos, por ser o ponto de focalização e convergência dos eixos visuais. O paciente tem três situações de escolha do ponto de destino visual para mudança de

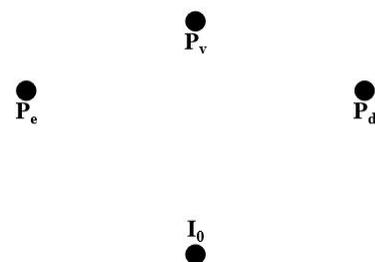


Figura IV-40 I_0 - Ponto inicial de focalização. Pontos de destino: P_d - Ponto à direita, P_v - Ponto na vertical, P_e - Ponto à esquerda

focalização, em relação as características de localização: o ponto P_v , está na linha ortogonal ao plano definido pelos eixos visuais, ou seja, é um ponto comum aos campos visuais nasais em ambos os olhos, assim como o ponto I_0 ; o ponto P_d está no campo visual direito; e o ponto P_e no campo visual esquerdo do paciente, porém, em relação ao olho ambos podem ser campo visual temporal ou campo visual nasal. O campo visual do paciente é projetado invertido na retina de ambos os olhos sendo o campo visual nasal projetado na retina temporal e o campo visual temporal projetado na retina nasal de seus respectivos olhos. A imagem projetada na retina temporal é discretizada pelos fototransdutores e enviada ao hemisfério ipsilateral através de sinais analógicos neurais. O controle do movimento oculomotor de posicionamento do eixo visual é ipsilateral, ou seja, o olho dominante do movimento ocular é o que tem o ponto de destino projetado em sua retina temporal, então, a dominância ocular natural é alternada entre os dois

olhos. Quando um olho dominar o movimento em um determinado deslocamento, em seu retorno, o olho contralateral é o dominante do movimento [4, 28].

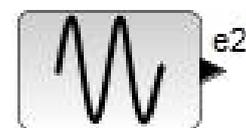
O movimento de deslocamento ocular, do ponto de referência I_0 , para um dos pontos P_d , P_v ou P_e , pode ser representado por uma unidade de deslocamento angular escrita pela função degrau $f_{1.9}(t)$, Item - 1.9, da Tabela A-1, onde $x = t$. Nesse trabalho o deslocamento ocular, T_d , é uma medida unitária de ângulo simulado pela fonte degrau a partir do instante $t = t_0 = 10$, veja o bloco em Figura IV-41, $f_{1.9}(t) = 0, t < t_0$ e $f_{1.9}(t) = 1, t \geq t_0$. O tempo inicial é maior do que zero para mostrar que o sistema, inicialmente, está em estado estacionário de repouso.

Distância fixa



Figura IV-41 Bloco para simular o deslocamento ocular para um ponto fixo

Scheiner, (apud [24]) observou a mudança de profundidade de focalização quando há deslocamento angular da direção na visualização através de furos em uma cartolina. A mudança de profundidade causa deslocamento do local de projeção na retina, assim como, nas dimensões, ou seja, é percebido um deslocamento patológico de um alvo fixo. O deslocamento do local de projeção na retina pode alterar a dominação do movimento ocular, assim como, tornar os dois olhos dominantes assim como não dominantes. O movimento compensatório imediato em oposição ao deslocamento patológico da projeção na retina é conhecido como sacádico. Uma sequência de movimentos sacádicos pode ser compreendido como movimento oscilatório convergente ao ponto de destino escolhido pelo paciente, então o simulador deve ter resposta oscilatória amortecida a um estímulo em degrau unitário, que para o paciente é um deslocamento angular unitário para ponto de destino. Em [25-26] mencionam que pacientes submetidos à estímulo luminoso repetitivo tiveram epilepsia, então, é necessário submeter o simulador à um estímulo oscilatório que pode ser representado através da função senoidal $f_{1.7}(x) = \text{sen}(\omega_a \cdot x)$, Item - 1.7, na Tabela A-1, onde ω_a é o tempo, $x = t$. e a frequência ω_a , em rad/s, com três valores (1,00, 1,28, 1,70) usados em seis simulações distintas, a partir do instante $t = t_0 = 0$, veja o bloco em Figura IV-42..



Distância oscilatória

Figura IV-42 Bloco para simular estímulo oscilatório

2) Vetor

Mux – No simulador existe um artifício de codificação para transformar os dois estímulos de entrada em um vetor coluna, com duas linhas e, em seguida, escolher entre

e_1 e e_2 o estímulo da simulação, sem alterar o diagrama de blocos principal, veja o bloco em Figura IV-43.

3) Seleção da entrada

No simulador, o vetor linha [1 0] multiplica o vetor coluna da entrada para a saída do elemento da primeira linha, Figura IV-41, e o vetor linha [0 1] multiplica o vetor coluna da entrada para a saída do elemento da segunda linha, Figura IV-42. Veja as alternativas paramétricas nos blocos da Figura IV-44. Os blocos estão definidos pelas variáveis T_d , ε , T_n , T_c e T_m mostradas no diagrama da Figura IV-38.

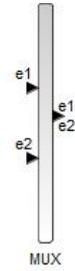


Figura IV-43 Formação em vetor

4) Desvio de medida

O desvio de medida, ε , é a deslocamento angular em relação à unidade, que varia com o tempo e o ponto desejado, mostrado em Figura IV-40. No simulador é a soma da parcela função da entrada e a parcela negativa da “Retroalimentação”, veja o bloco em Figura IV-45.

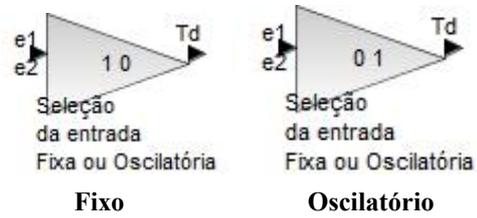


Figura IV-44 Seleção do estímulo



Figura IV-45 Desvio de medida

5) Controlador

Em [30] descreve quatro tipos de controladores, P, PD, PI e PID. Todos os controladores operam a partir do *desvio de medida*.

- P – Controlador proporcional** – Controlador, Figura IV-46, de ação proporcional ao desvio de medida. Este é o controlador mais simples de entender, porém, causa desvio de medida entre o resultado final em regime permanente e a resposta desejada, chamada de erro estacionário, mas, é o controlador usado nas simulações. Quanto maior o ganho, mais rápida a resposta e menor o desvio em estado estacionário. Na simulação é usado o ganho de 0,4 para simular o deslocamento ocular da visão natural, sem reação sacádica (sistema sem oscilação) e o ganho de 5,5 para simular o deslocamento ocular com a patologia da reação sacádica (sistema

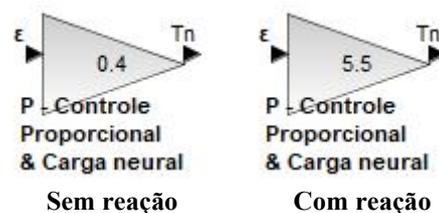


Figura IV-46 P - Controlador proporcional (reação sacádica)

oscilatório amortecido). O controlador proporcional é constituído com um único bloco, veja o bloco na Figura IV-46.

- **PI – Controlador proporcional integral** – Redução do estado transitório, pode eliminar o desvio em estado estacionário, mas, acumula os desvios anteriores. Controlador constituído com dois blocos paralelos.
- **PD – Controlador proporcional derivativo** – Sensível a ruído de alta frequência, a ação derivativo depende da variação do desvio de medida e o termo derivativo não atua se não houver variação do desvio de medida. Controlador constituído com dois blocos paralelos.
- **PID – Controlador proporcional integral e derivativo** – Controlador constituído com três blocos paralelos e dependendo dos valores das constantes, este controlador pode ser aproximado a qualquer dos controladores, logo, é o controlador que pode atender a cada uma das situações descritas.

6) *Processo*

A função de transferência inclui a ação oculomotora na Figura IV-39 e Eq. IV-31, descreve completamente as características dinâmicas do sistema. Esta é uma função de transferência de segunda ordem, relacionada a transformada de Laplace de uma equação diferencial de segunda ordem. Veja o bloco na Figura IV-47. Esta equação foi preparada para substituir a ação oculomotora,

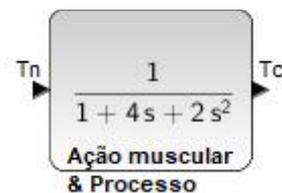


Figura IV-47 Função de transferência

seguinte os conceitos de estabilidade de sistemas para relacionar os resultados obtidos na simulação da reação ocular natural (sistema sem oscilações), assim como, simular a patologia oculomotora do movimento sacádico (sistema oscilatório amortecido), inerentes aos conceitos de controle de sistemas. Então o cérebro processa e mede a distância entre a fóvea e o ponto de destino, projetado na retina, na simulação em relação ao valor inicial. Esta distância, chamada de desvio de medida, é multiplicada pelo ganho do controlador proporcional que gera o sinal neural aplicado à função de transferência oculomotor para obter uma nova projeção do ponto de destino na retina. As simulações tem o objetivo de obter a potência do sinal neural do comando oculomotor para estímulos oscilatórios em um sistema que responde a um degrau unitário de forma oscilatória amortecida. Desta forma explicar, por analogia, o comportamento do cérebro humano, submetido a um

determinado estímulo luminoso oscilatório com frequência ressonante ao movimento patológico sacádico, que, por ser oscilatório, pode ter frequência ressonante..

7) Retardo

Em Laplace o retardo é representado pela função de transferência $e^{-s\tau}$. Na simulação é usado um retardo unitário, ou seja, $\tau_r = 1s$. A função de transferência é linearizada usando a expressão, no domínio de s , $(s - 2/\tau_r)/(s + 2/\tau_r)$, veja o bloco na Figura IV-48. Esse retardo é análogo ao retardo observado entre as recepções das imagens analógica e digital dos jogos da Copa do Mundo em 1918.

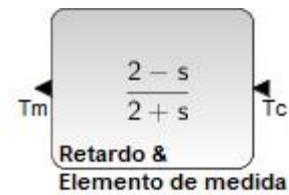


Figura IV-48 Retardo de um (01) segundo, linearizado

8) Saída gráfica

Osciloscópio para resultado gráfico que é muito usado na análise dos resultados na simulação de sistema de controle. Veja o bloco na Figura IV-49.

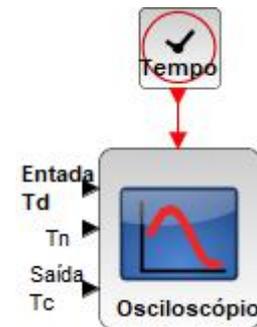


Figura IV-49 Osciloscópio

9) Valor máximo de uma função

Para encontrar o valor máximo do sinal de entrada e dos sinais de saída foram usados três conjuntos de dois blocos, veja os blocos na Figura IV-50. O bloco MAX, processa, a cada iteração, o valor máximo entre as duas entradas. O bloco Delay, libera, a cada iteração o valor da iteração anterior, só tem sentido em sistemas discretos, ou seja, só existe em simulação digital.

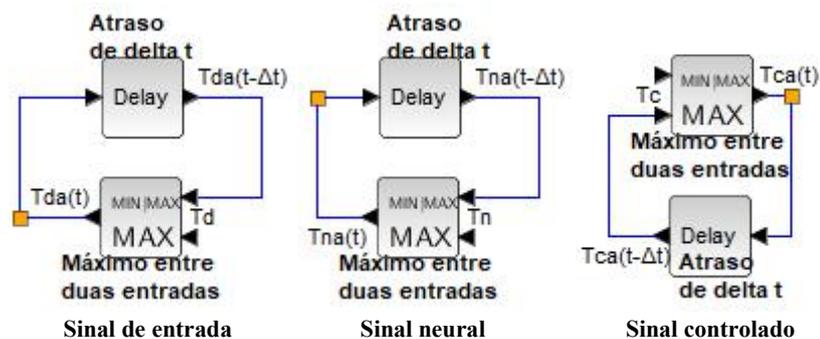


Figura IV-50 Valor máximo do sinal de entrada

10) Cronômetro

Para contagem do tempo, em computador analógico é usado a integral de uma fonte unitária, mas em simulação digital usa o cronômetro, veja em Figura IV-51.



Figura IV-51 Cronômetro

11) Saída numérica

Para as simulações são necessárias as saídas numéricas no final da simulação, em que os títulos são auto explicativos, veja os blocos na Figura IV- 52

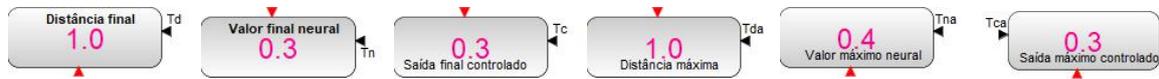


Figura IV-52 Saídas numéricas

IV. 1. 2. 2 Simulação

O diagrama de blocos completo de um servossistema, para simular a mudança de focalização do ponto I_0 , para qualquer dos três pontos mostrado em Figura IV-40 está apresentado na Figura IV-53. Como é mudança de focalização, ou seja, o período de

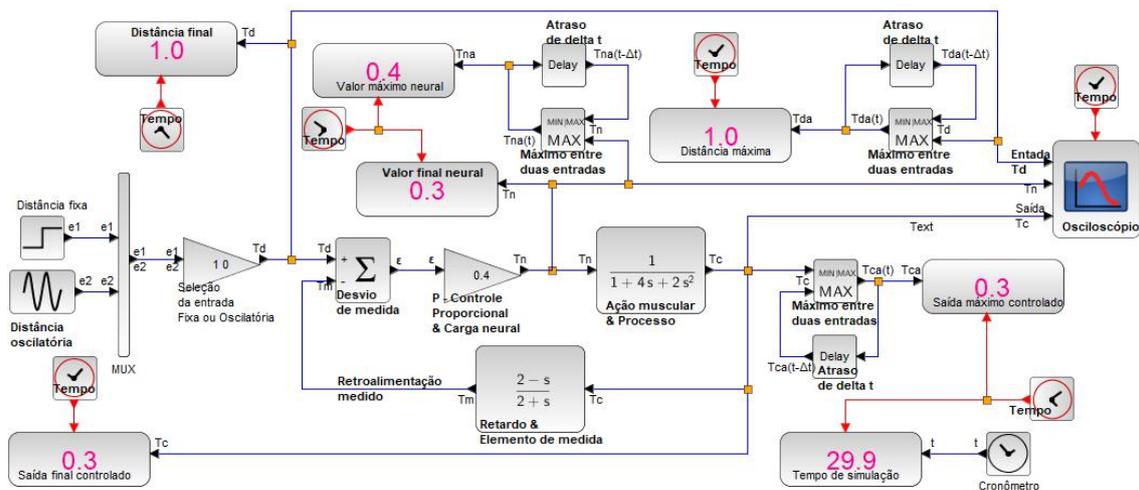


Figura IV-53 Diagrama de blocos de um servossistema para simular o deslocamento transição do sistema, entre o ponto de referência, I_0 , para um dos pontos P_e , P_v ou P_d , com um ângulo unitário. O ângulo entre os pontos, T_d , pode se representado pela uma função degrau unitária mostrada em Figura IV-41. Então, a focalização no ponto inicial de referência é considerada nula, para $t = t_0 < 10$ s, mas exatamente no instante $t = t_0 = 10$ s, o paciente tem necessidade do deslocamento unitário, não importando a direção, se o ponto desejado está à direita, na vertical ou à esquerda, o deslocamento é sempre unitário na simulação. A Figura IV-52 mostra os valores obtidos no final da simulação que foram retirado do diagrama mostrado na Figura IV-53. Na Figura IV-52 e na Figura IV-52 estão os valores no final da simulação: o estímulo de entrada, o sinal neural e o deslocamento ocular (a variável controlada), assim como os seus respectivos valores máximos encontrados na simulação. O osciloscópio mostra os gráficos das mesmas variáveis que tiveram seus valores finais e máximos expostos. Conforme citado no item “5) Controlador P”, o estado estacionário final da variável controlada apresenta o valor final igual a três décimos “0,3” que é inferior ao estado estacionário final do estímulo, ângulo unitário.

A. Ponto de destino fixo

Inicialmente é necessário encontrar os valores do ganho proporcional que atendam às condições de simulação. Como este trabalho é multidisciplinar é apresentado quatro situações do ganho “Carga neural” (0,4, 5,5, 5,67 e 5,74) para a resposta do sistema a um degrau unitário, $f_{1,9}(x = t)$, Item - 1.9, da Tabela A-1, apresentado na Figura IV-41.

1) Ganho: 0,4

No gráfico da Figura IV-54a apresenta o estímulo de interesse do paciente, realizar um deslocamento unitário de seu foco visual. Analisando o gráfico apresentado na Figura IV-54c, após a vontade do paciente, aos dez segundos, o deslocamento ocular chega ao estado estacionário final (valor constante) a partir de 19 s, ou seja, em 9 s (tempo = $(t_0 = 10,0) + 9,0 = 19,0$) o sistema chega ao valor estacionário final, apresentando um desvio de medida igual a 0,7 ($1,0 - 0,3 = 0,7$) unidades, mas não apresenta oscilações. Esse ganho “0,4” pode simular a visão natural. O gráfico apresentado na Figura IV-54b mostra o sinal neural, o sinal que estimula o processo de deslocamento oculomotor. Este sinal tem valor máximo 0,4 e valor final estável 0,3.

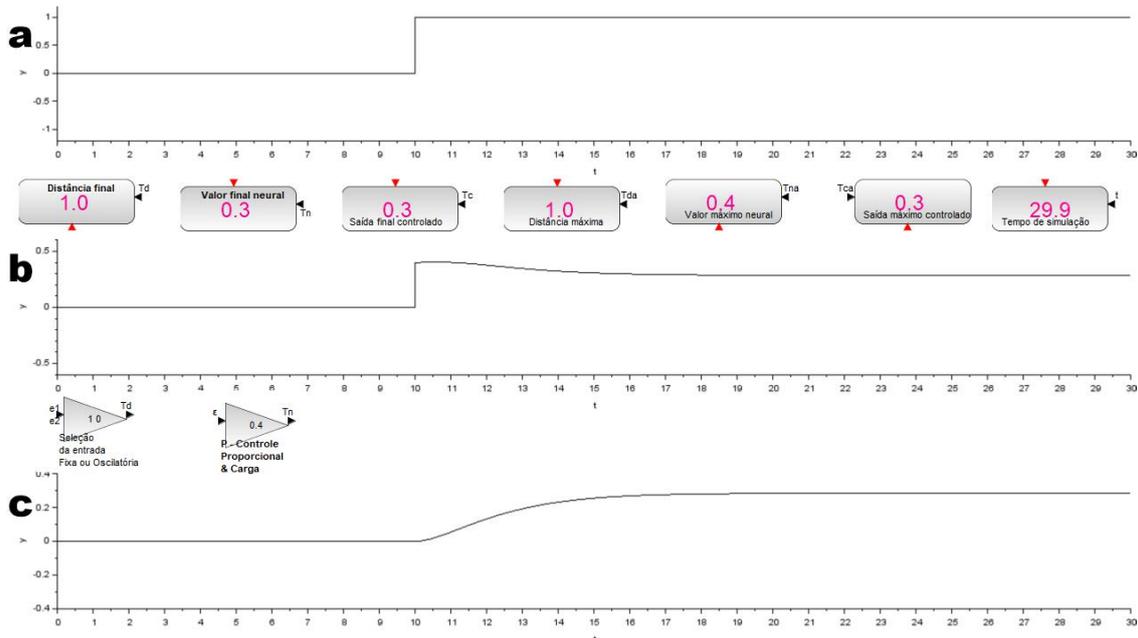


Figura IV-54 Saídas gráficas e numéricas, ganho 0,4. a) Estímulo, b) Sinal neural e c) deslocamento ocular

2) Ganho: 5,5

No gráfico da Figura IV-55a apresenta o estímulo de interesse do paciente, realizar um deslocamento unitário de seu foco visual. Analisando o gráfico apresentado na Figura IV-55c, após a vontade do paciente, aos dez segundos, o deslocamento ocular

chega ao estado estacionário final (valor com variação insignificante) a partir de 290 s, ou seja, em **280 s** (tempo = $(t_0 = 10,0) + 280,0 = 290,0$) o sistema chega ao valor estacionário final, apresentando um desvio de medida igual a **0,2** ($1,0 - 0,8 = 0,2$) unidades, apresenta oscilações amortecidas com frequência **1,28 rad/s** que é a característica do movimento sacádico, oscilatório e convergente para o ponto de interesse do paciente. O desvio de medida é menor do que na simulação anterior porque o ganho do controlador é maior. Esse ganho “**5,5**” pode simular a visão com a patologia do movimento sacádico. O gráfico apresentado na Figura IV- 55b mostra o sinal neural, o sinal que estimula o processo de deslocamento oculomotor. Este sinal tem valor máximo **6,2** e valor final estável **0,9**. A Figura IV- 55 mostra como calcula o período e a frequência da oscilação, assim como o ângulo de fase (**118°**) entre as oscilações apresentas no gráfico da Figura IV- 55b e da Figura IV- 55c.

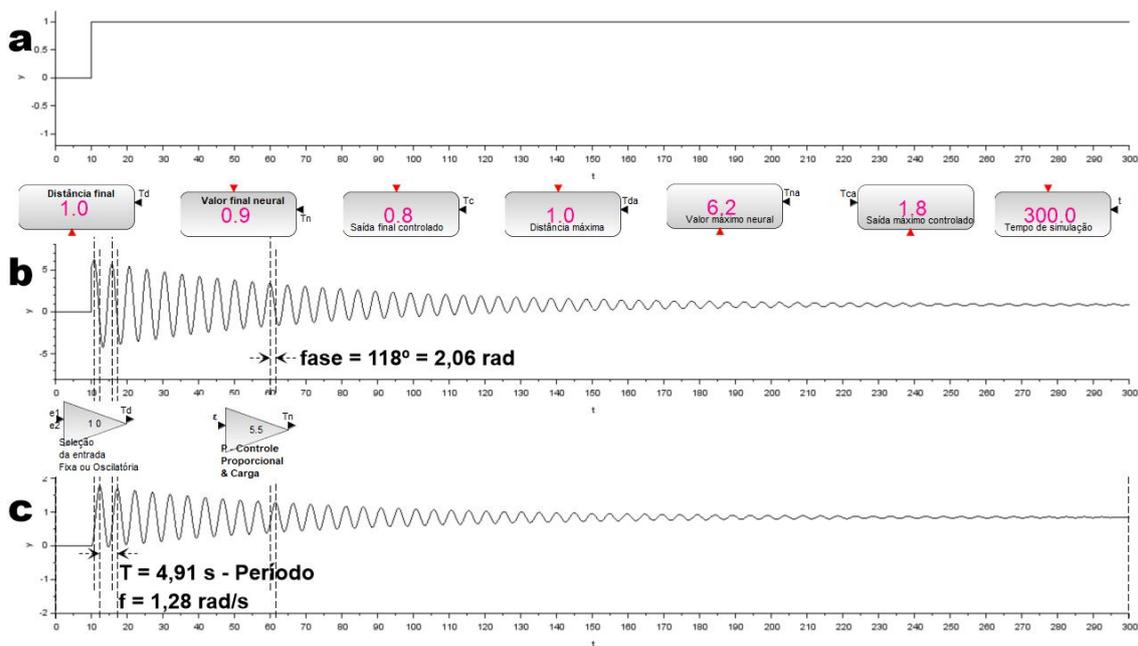


Figura IV-55 Saídas gráficas e numéricas, ganho 5,5. a) Estímulo, b) Sinal neural e c) deslocamento ocular

3) Ganho: 5,67

No gráfico da Figura IV- 56a apresenta o estímulo de interesse do paciente, realizar um deslocamento unitário de seu foco visual. Analisando o gráfico apresentado na Figura IV- 56c, após a vontade do paciente, aos dez segundos, o deslocamento ocular permanece em estado oscilatório com frequência **1,29 rad/s**, amplitude com **1,8** unidades e fase com **114°** em atraso com o sinal neural que tem amplitude **6,4** unidades, veja na Figura IV- 56b. A potência do deslocamento ocular e do sinal neural são respectivamente **1,62** e **20,48** calculados pela Eq. A- 12, veja APÊNDICE - A. Para

esse ganho “5,67” não foi encontrado nenhuma semelhança com qualquer movimento ocular e não há interesse por essa condição.

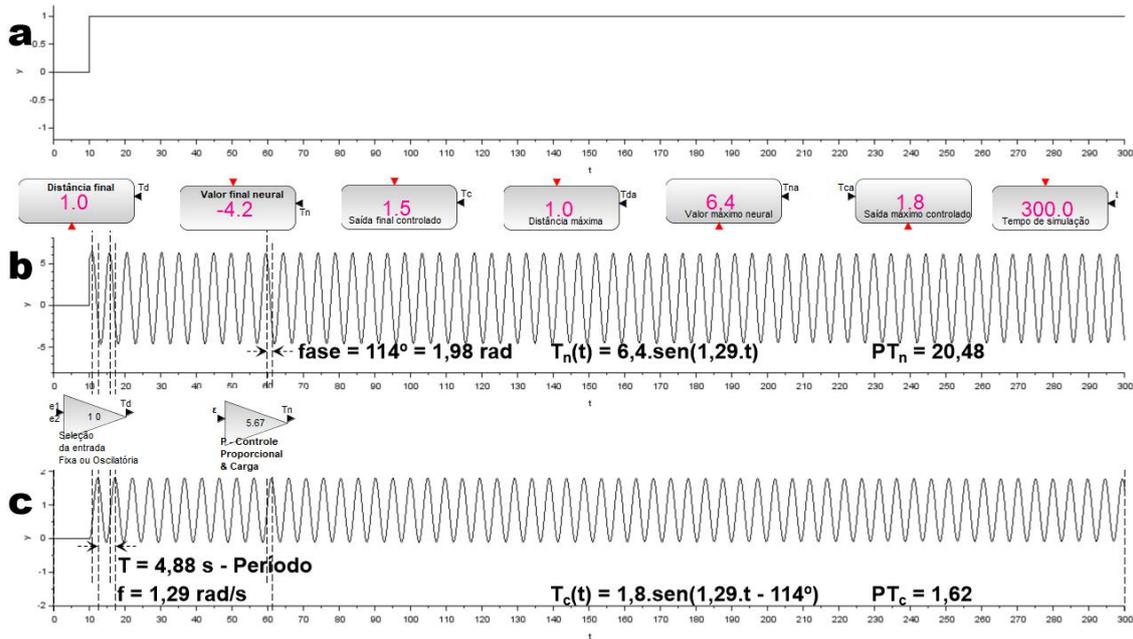


Figura IV-56 Saídas gráficas e numéricas, ganho 5,67. a) Estímulo, b) Sinal neural e c) deslocamento ocular

4) Ganho: 5,74

No gráfico da Figura IV-57a apresenta o estímulo de interesse do paciente, realizar um deslocamento unitário de seu foco visual. Analisando o gráfico apresentado na Figura IV-57c, após a vontade do paciente, aos dez segundos, o deslocamento ocular permanece em estado oscilatório ascendente, ou seja, um sistema instável e por isso não há interesse por essa condição.

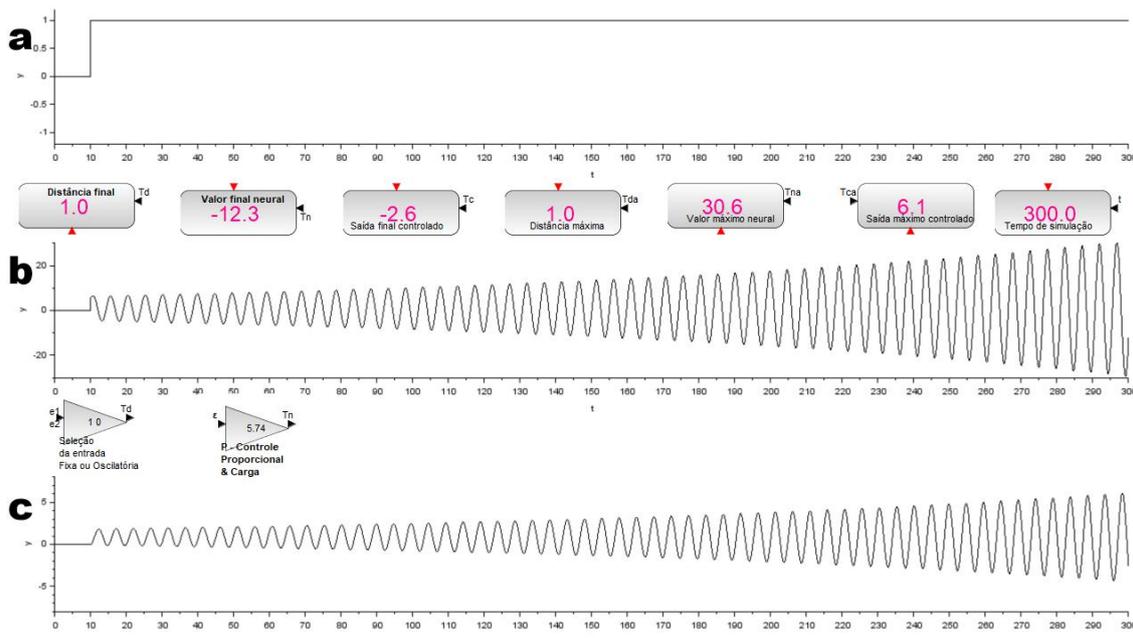


Figura IV-57 Saídas gráficas e numéricas, ganho 5,74. a) Estímulo, b) Sinal neural e c) deslocamento ocular

B. Ponto de destino móvel

O ponto de destino pode apresentar movimento oscilatório causado por estímulos intermitentes pela televisão, no relato de dois casos [25], em [26] dois relatos causados pela televisão e dois com estímulo luminoso, o sol e em discoteca e “pocket monsters” na televisão em [31], nos videogames ou em eventos com jogo de luz, por causa da falsa percepção do movimento de variação da distância descrito em 1619, por Scheiner, (apud [24]).

O sistema apresentado na Figura IV- 53 foi submetido a um degrau unitário nas condições de ganho **0,4** e **5,5** e apresentou o seguinte resultado. Com o ganho **0,4** o sistema não apresentou qualquer oscilação, da mesma forma que é o sistema ocular natural humano, para atender a vontade do paciente ao mudar o seu ponto de focalização, os eixos visuais de ambos os olho fazem o menor deslocamento angular até chegar ao ponto de focalização desejado sem qualquer oscilação durante o percurso. Com o ganho **5,5** o sistema apresentou oscilações amortecidas com frequência **1,28 rad/s**, da mesma forma que é o sistema ocular acometido de depósitos metabólicos em forma de gotículas, para atender a vontade do paciente ao mudar o seu ponto de focalização, os eixos visuais de ambos os olhos fazem movimentos sacáticos em oposição ao deslocamento da projeção do ponto de focalização na retina. por causa das mudanças de gotículas intraoculares encontradas no percurso angular. Esses movimentos sacáticos podem ser periódicos e convergentes ao desejo do paciente. Então o objetivo é submeter o sistema, nas duas condições de ganho (**0,4** e **5,5**) a um estímulo oscilante na frequência **1,0 rad/s**, **1,28 rad/s** e **1,7 rad/s** (menor, igual e maior que a frequência de ressonância do sistema com o ganho **5,5**) e comparar a potência de estímulo do processo, na mesma condição de ganho.

1) Ganho - $g = 0,4$

A Figura IV-58 mostra o resultado gráfico para a frequência ω_a **1,0 rad/s**. O estímulo tem amplitude unitária, frequência **1,0 rad/s** e potência **0,5**. O sinal de estímulo do sistema (neural) tem amplitude **0,4**, frequência ω_a **1,0 rad/s**, ângulo de fase nulo e potência **0,08**. A variável controlada tem amplitude **0,08**, frequência ω_a **1,0 rad/s**, ângulo de fase **103°** e potência **0,003**.

A Figura IV- 59 mostra o resultado gráfico para a frequência ω_a **1,28 rad/s**. O estímulo tem amplitude unitária, frequência ω_a **1,28 rad/s** e potência **0,5**. O sinal de

estímulo do sistema (neural) tem amplitude **0,4**, frequência ω_a **1,28 rad/s**, ângulo de fase nulo e potência **0,08**. A variável controlada tem amplitude **0,07**, frequência **1,28 rad/s**, ângulo de fase **114°** e potência **0,002**.

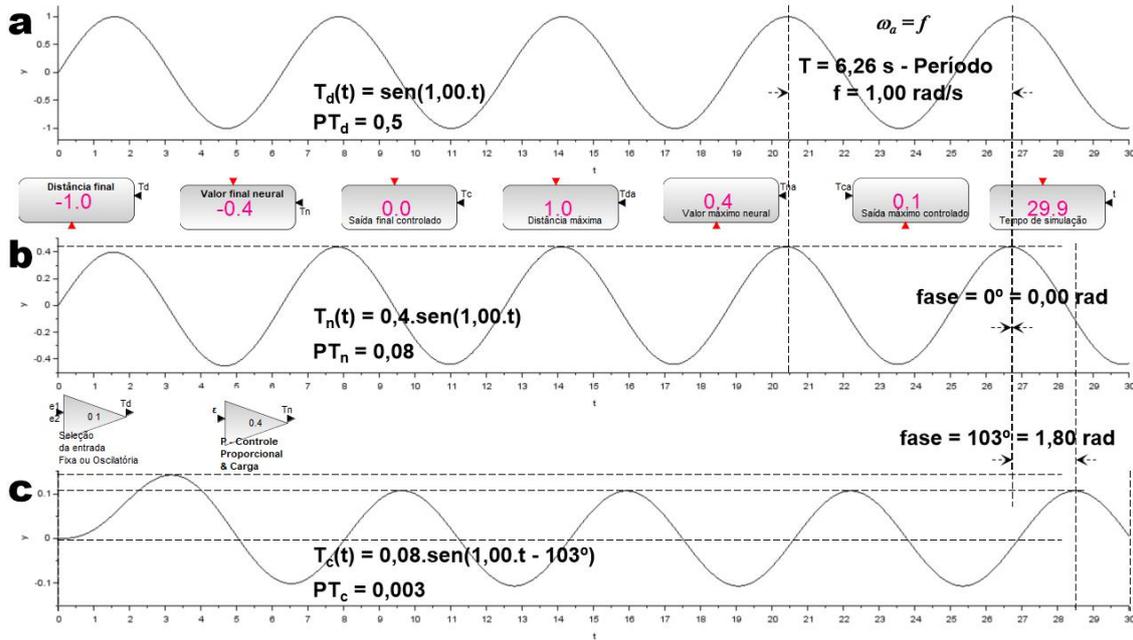


Figura IV-58 Saídas gráficas e numéricas, ganho 0,4, e frequência de estímulo 1,0 rad/s. a) Estímulo, b) Sinal neural e c) deslocamento ocular

A Figura IV-60 mostra o resultado gráfico para a frequência ω_a **1,7 rad/s**. O estímulo tem amplitude unitária, frequência ω_a **1,7 rad/s** e potência **0,5**. O sinal de estímulo do sistema (neural) tem amplitude **0,4**, frequência ω_a **1,28 rad/s**, ângulo de

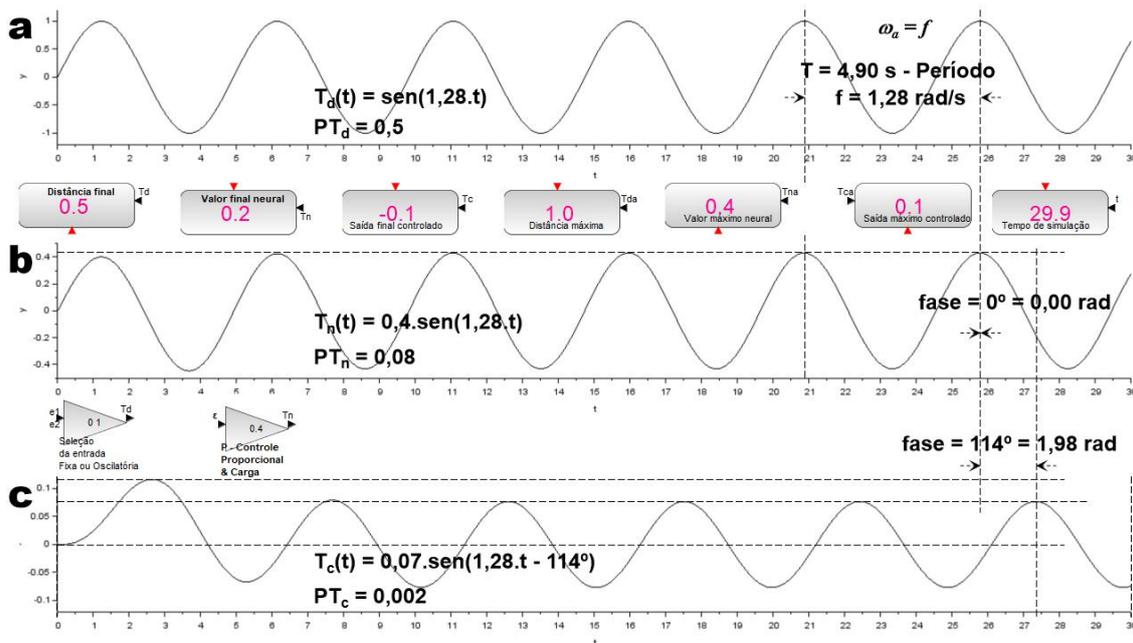


Figura IV-59 Saídas gráficas e numéricas, ganho 0,4, e frequência de estímulo 1,28 rad/s. a) Estímulo, b) Sinal neural e c) deslocamento ocular

fase nulo e potência **0,08**. A variável controlada tem amplitude **0,06**, frequência **1,7 rad/s**, ângulo de fase **166°** e potência **0,002**.

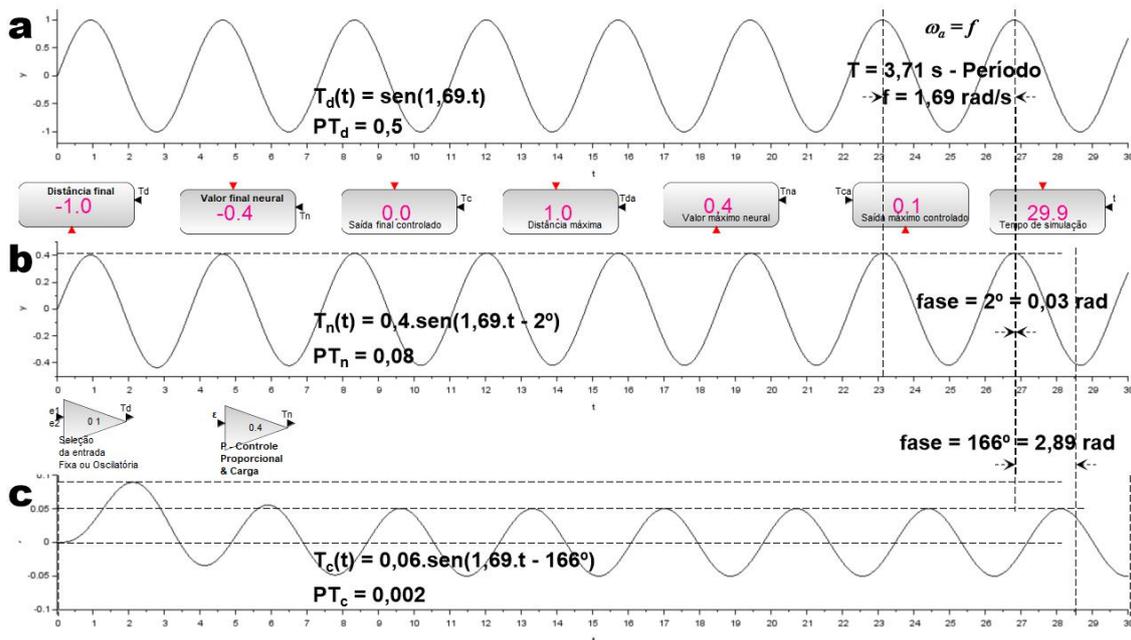


Figura IV-60 Saídas gráficas e numéricas, ganho 0,4, e frequência de estímulo 1,7 rad/s. a) Estímulo, b) Sinal neural e c) deslocamento ocular

2) Ganho - $g = 5,5$

A Figura IV-61 mostra o resultado gráfico para a frequência ω_a **1,0 rad/s**. O estímulo tem amplitude unitária, frequência ω_a **1,0 rad/s** e potência **0,5**. O sinal de estímulo do sistema (neural) tem amplitude **9,7**, frequência ω_a **1,0 rad/s**, ângulo de fase **-109°** e potência **47,5**. A variável controlada tem amplitude **2,3**, frequência **1,0 rad/s**, ângulo de fase nulo e potência **2,74**.

A Figura IV-62 mostra o resultado gráfico para a frequência ω_a **1,28 rad/s**. O estímulo tem amplitude unitária, frequência ω_a **1,28 rad/s** e potência **0,5**. O sinal de estímulo do sistema (neural) tem amplitude **231,6**, frequência ω_a **1,28 rad/s**, ângulo de fase **-39°** e potência **26.819,28**. A variável controlada tem amplitude **41,4**, frequência **1,28 rad/s**, ângulo de fase **76°** e potência **856,98**.

A Figura IV-63 mostra o resultado gráfico para a frequência ω_a **1,7 rad/s**. O estímulo tem amplitude unitária, frequência ω_a **1,7 rad/s** e potência **0,5**. O sinal de estímulo do sistema (neural) tem amplitude **11,1**, frequência ω_a **1,7 rad/s**, ângulo de fase **36°** e potência **61,33**. A variável controlada tem amplitude **1,8**, frequência **1,7 rad/s**, ângulo de fase **153°** e potência **1,62**.

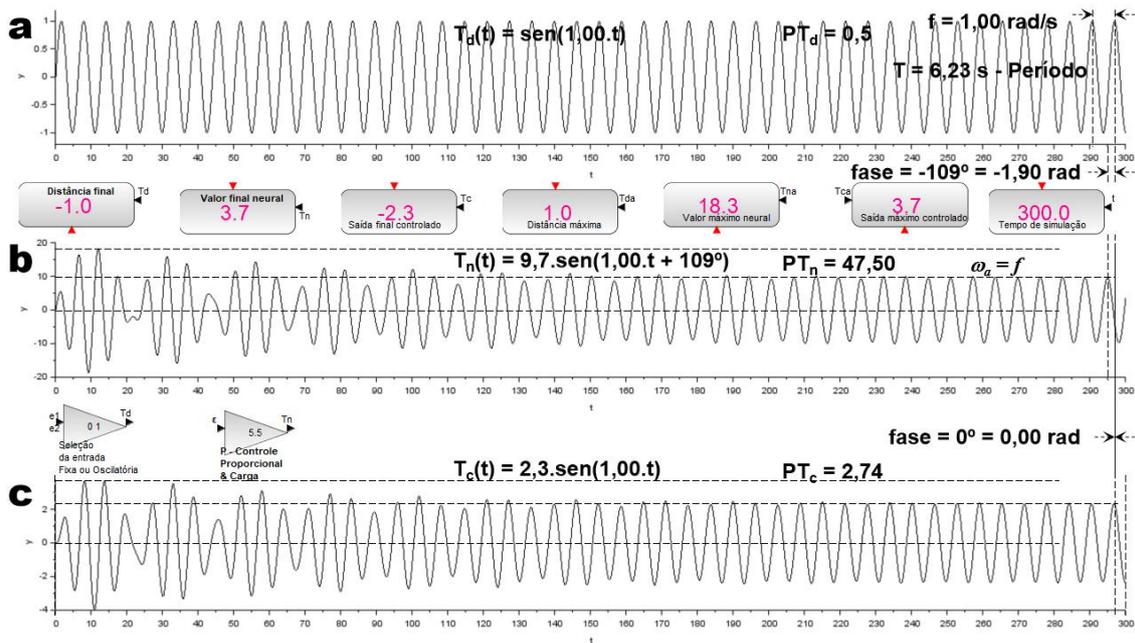
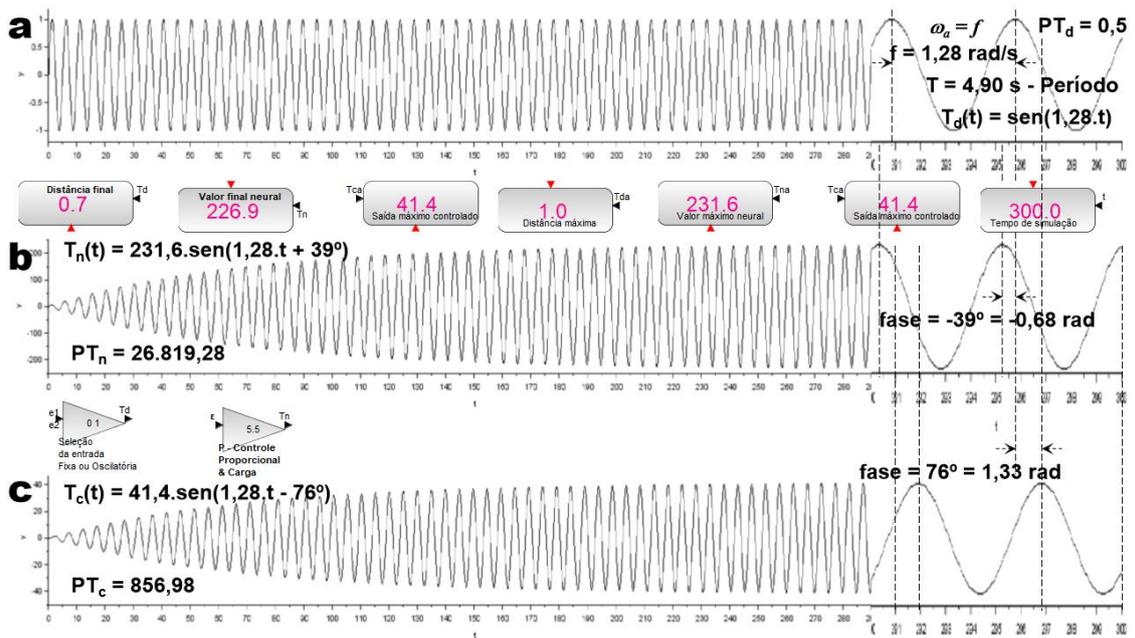


Figura IV-61 Saídas gráficas e numéricas, ganho 5,5, e frequência de estímulo 1,0 rad/s. a) Estímulo, b) Sinal neural e c) deslocamento ocular



Duas escalas de tempo $0 \leq t \leq 290$ e $290 < t \leq 300$

Figura IV-62 Saídas gráficas e numéricas, ganho 5,5, e frequência de estímulo 1,28 rad/s. a) Estímulo, b) Sinal neural e c) deslocamento ocular

A Tabela IV-2 apresenta o resumo das potência dos sinais apresentado nos gráficos da Figura IV-58, Figura IV-59, Figura IV-60, Figura IV-61, Figura IV-62 e Figura IV-63. A maior potência da variável T_n (correspondente ao estímulo neural, no sistema oculomotor) foi encontrada na simulação apresentada na Figura IV-62, ou seja, o estímulo com frequência $\omega_a = 1,28$, encontrada na simulação Figura IV-55 correspondente a um sistema com resposta oscilatória amortecida, então, se esse sistema

representar um sistema oculomotor com a patologia do movimento sacádico (oscilatório convergente) produzirá um sinal neural insuportável e desencadeia a epilepsia

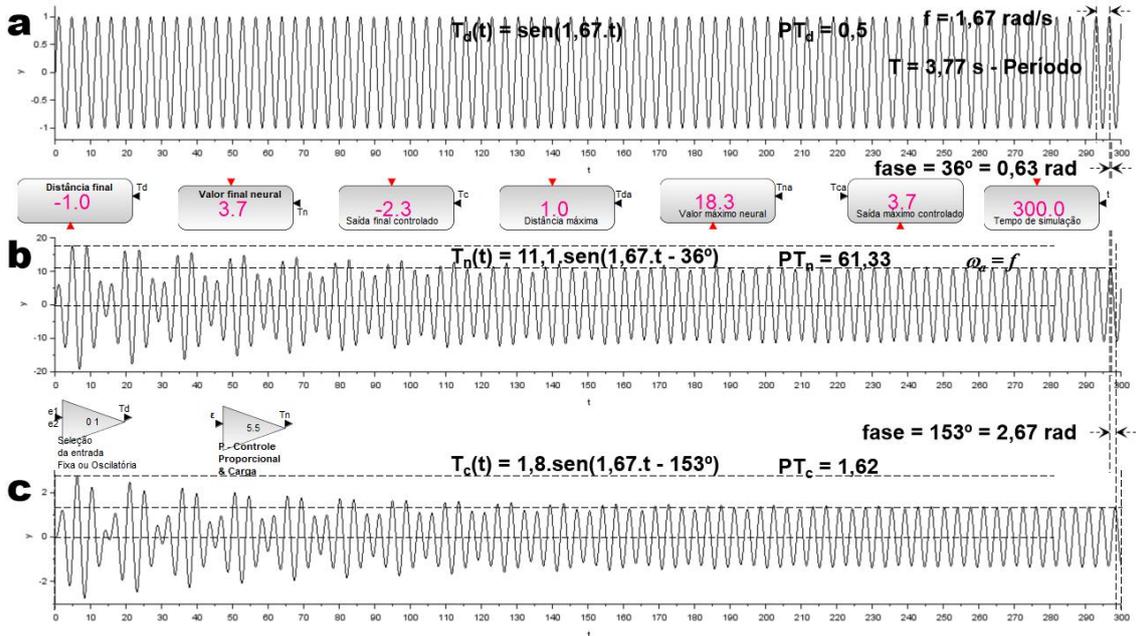


Figura IV-63 Saídas gráficas e numéricas, ganho - 5,5, e frequência de estímulo 1,7 rad/s. a) Estímulo, b) Sinal neural e c) deslocamento ocular

Tabela IV-2 Potência dos sinais gráficos

Ganho	Frequência	Potência			Simulação
		T_d	T_n	T_c	
0,4	1,00	0,500	0,080	0,003	Figura IV 58
	1,28	0,500	0,080	0,002	Figura IV 59
	1,70	0,500	0,080	0,002	Figura IV 60
5,5	1,00	0,500	47,500	2,740	Figura IV 61
	1,28	0,500	26819,280	856,980	Figura IV 62
	1,70	0,500	61,330	1,620	Figura IV 63

IV. 1. 2. 3 Conclusão

Na simulação foi demonstrado como o estímulo do processo, T_n , pode alcançar valores de potência insuportável ao sistema neural-oculomotor, mas não existe como fazer qualquer estudo prático, então, é necessário desenvolver a expressão Eq. IV-31, que pode ser substituída no diagrama apresentado na Figura IV-39b, para comparar a relação do uso do ganho proporcional 0,4 e 5,5 no sistema apresentado na Figura IV-53.

Então na Eq. IV-32, da Figura IV-38 e da Figura IV-39, o *Controlador(s)*, na Figura IV-38, é o ganho que será substituído pela variável “g” Eq. IV-33, que pode ser ser 0,4 ou 5,5, Figura IV-46. O *Elemento final de controle(s)*, na Figura IV-38, é unitário, Eq. IV-34, e o *Processo(s)*, na Figura IV-38, é dado pela equação Eq. IV-35,

Figura IV-47. Em consequência a equação Eq. IV-32 é escrita pela equação Eq. IV-36, que pode ser substituída no diagrama da Figura IV-39; na Eq. IV-33, da Figura IV-38 e da Figura IV-39, o *Elemento de medida(s)* é escrita pela equação Eq. IV-37 Figura IV-48, que pode ser substituída no diagrama da Figura IV-39; Finalmente, substituindo as equações Eq. IV-36 Eq. IV-37 em Eq. IV-31 e fazendo as devidas operações de simplificação e expansão obtém a equação escrita em Eq. IV-38 que pode substituir a expressão apresentada no diagrama da Figura IV-39.

$$\text{Controlador}(s) = g \quad (\text{IV-33})$$

$$\text{Elemento final de controle}(s) = 1 \quad (\text{IV-34})$$

$$\text{Processo}(s) = \frac{1}{1 + 4.s + 2.s^2} \quad (\text{IV-35})$$

$$G(s) = \frac{g}{1 + 4.s + 2.s^2} \quad (\text{IV-36})$$

$$H(s) = \frac{2 - s}{2 + s} \quad (\text{IV-37})$$

$$FT(s) = \frac{G(s)}{1 + G(s).H(s)} = \frac{2.g + g.s}{2.(1 + g) + (9 - g).s + 8.s^2 + 2.s^3} \quad (\text{IV-38})$$

Para fazer o estudo gráfico, da equação Eq. IV-38 em função da frequência ω_a , é necessário substituir s , considerando a expressão Eq. IV-25, para obtenção da expressão Eq. IV-39.

$$FT(j.\omega) = \frac{2.g + j.\omega.g}{2.(1 + g) - 8.\omega^2 + j.((9 - g).\omega - 2.\omega^3)} \quad (\text{IV-39})$$

O diagrama mostrado na Figura IV-39b é servosistema que pode representar o olho humano, onde T_d é o deslocamento angular desejado que representa a vontade do paciente e T_c é o movimento do olho, em que nesse trabalho é dado pela equação Eq. IV-39, cujo gráfico em relação a frequência está na Figura IV-64a para o movimento natural do ocular e na Figura IV-64b para o movimento ocular com a patologia do movimento sacático. É importante perceber um polo na frequência ω_a 1,28, calculado no gráfico da Figura IV-59c, no gráfico apresentado na Figura IV-64b e não existe polo no gráfico mostrado na Figura IV-64a, logo, um estímulo oscilatório aplicado ao sistema com ganho 0,4 não resulta em sinais com exorbitante potência enquanto que no caso do sistema com ganho 5,5 deve evitar estímulos oscilatórios

próximos da frequência ω_a 1,28. Embora o sistema neuro-oculomotor humano não seja um sistema linear, como o adotado nesse trabalho, seria importante tentar superar uma série de dificuldades para construir os gráficos mostrados na Figura IV-59a, para a variável T_d (deslocamento angular estimulado) e na Figura IV-59c, para a variável T_c , em pessoas, para tentar encontrar relações entre pessoas que tenham algum problema com a epilepsia fotossensível e poder testar a eficiência de algum tratamento.

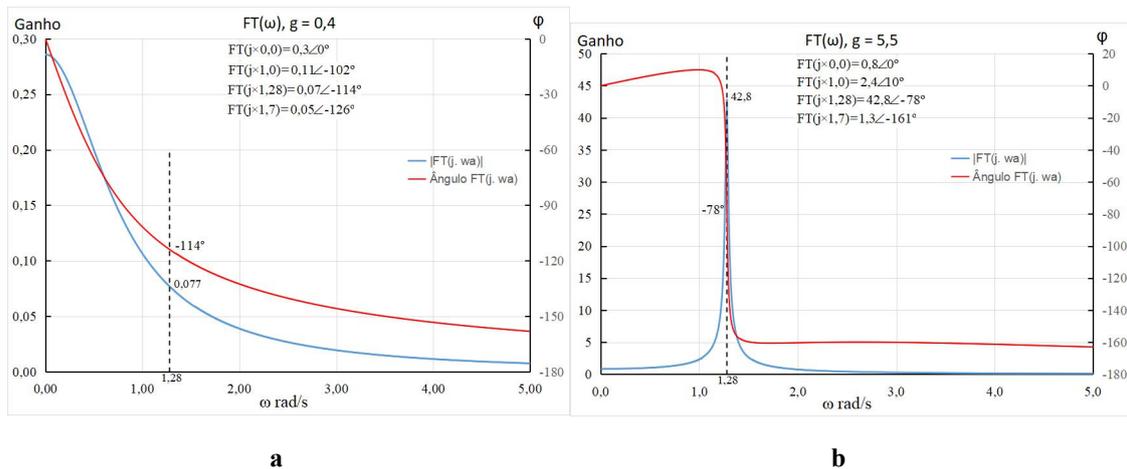


Figura IV-64 Saídas gráficas e numéricas. a ganho 0,4, b ganho 5,5, Eq. IV-40

A epilepsia fotossensível é um problema “nerofotomecânico”, desta forma, é possível tratar a patologia dificultado o movimento patológico sacádico através do uso de tela. Com a idade, este mesmo estímulo pode se tornar insuficiente para provocar o estado de convulsivo devido a mudança da frequência ressonante (o polo do sistema) causado pelo aumento do acúmulo de resíduo metabólico desidratado. No dia 16 de dezembro de 1997 muitos adultos e crianças foram aos hospitais japoneses devido aos estímulos através da televisão que apresentou um episódio de Pokémon [31]. A ressonância é um fenômeno dos sistemas oscilatórios e é usado em diversas ocasiões tal como as crianças usam um balaço, nos parques de diversão. Newmark e Penry (apud [25]) citam o intervalo de idade de 11 anos aos 15 anos com maior frequência da epilepsia fotosensível. Em [32] cita estudos de movimentos sacádicos em crianças a partir de 05 anos de idade. Ou seja, a criança nasce com os resíduos metabólicos intraoculares em gotículas, que serve de resistência para o desenvolvimento oculomotor, mas, é necessário estimular os bons hábitos nas crianças, para que elas consigam eliminar todos os resíduos metabólicos intraoculares e tenha uma vida ocular natural independente de movimentos sacádicos e suas consequências, podendo chegar a um século de idade sem qualquer necessidade de lentes corretivas e cirurgias além de estar livre de outra patologias, então, a epilepsia fotossensível pode ser causada pelo

acúmulo de resíduos metabólicos desidratados devido à falha do mecanismo de convecção forçada intraocular.

IV.1.3 Nictalopia em idosos

Para facilitar a exposição, a trajetória dos raios luminosos para chegar, como sinais neurais, ao cérebro está dividida em três estágios, a projeção na retina, transdução na retina e transmissão ao cérebro, que foge dos objetivos desse trabalho. Os raios de luz que atingem a superfície anterior da córnea, iniciam o primeiro estágio refratados e atravessam quatro meios, a córnea, humor aquoso, cristalino e vítreo, em sua trajetória de seleção da imagem, através de sua inversão para, no segundo estágio, projetam-se como imagem discretizada por fototransdutores retiniais e, no terceiro e último estágio, sua energia luminosa incidente é transduzida em sinais neurais analógicos transmitidos ao cérebro. A incompreensão da imagem originada apenas em ambientes mais escuros é chamada de nictalopia. Em [21], a adaptação visual ao escuro foi demonstrada como patologia e, nesse trabalho, a nictalopia está sendo apresentada como sua evolução. A córnea e o cristalino são dois meios com mecanismos próprios e independentes de convecção forçada, porém, ambos descartam seus resíduos no humor aquoso, conforme diagrama mostrado em Figura III-6. Qualquer impedimento em qualquer dos estágios pode causar incompreensão da imagem.

IV. 1. 3. 1 Projeção na retina

Em [20] foi demonstrado, através dos efeitos luminosos percebidos pelo paciente, que o armazenamento de gotículas, na córnea e no cristalino, tem quatro fases numeradas, a suspensão (fase 2), decantação (fase 1), aglutinação (fase 3) e consolidação (fase 4), mas todas as fases existam simultaneamente. Todo processo inicia ou termina com a fase de suspensão, que tem a característica da luminosidade difusa, mas a suspensão pode decantar mantendo a mesma característica difusa da suspensão, porém, na suspensão a luminosidade difusa é reduzida com a redução da massa em suspensão, através de exercício de contração, exercícios com focalização visual proximal, enquanto que a fase decantada a luminosidade difusa é mantida. Na fase de aglutinação, o formato do volume aglutinado varia e projeta raios luminosos na retina devido a variação da refração, como muitas pessoas enxergam o farol dos veículos no escuro. Na fase consolidada é verificada a superposição de imagens originárias da emissão de pequenas luminosa, tal como um led verde. A luz difusa produzida na córnea ou no cristalino provoca incompreensão dos reflexos das imagens

originárias em ambiente escuro. A luz intraocular difusa causada pelo resíduo metabólico em suspensão interfere no tempo de adaptação visual ao escuro, que depende da redução da massa em suspensão, e a da luz intraocular difusa causada pelo resíduo metabólico decantado pode causar a nictalopia. A Figura II-6 mostra, em diagrama, a luz difusa refletida e refratada por um meio semitransparente. A Figura II-10, Figura II-11 e Figura II-12 mostram os resultados experimentais da formação da difusão refratada do raio laser incidente em uma superfície irregular de mesma forma como a projeção da imagem na retina prejudica sua nitidez. Em [33] mostra que a concentração total de proteínas do humor aquoso coletado na câmara anterior, de pacientes com glaucoma primário de ângulo aberto, em tratamento clínico, foi duas vezes superior em relação a indivíduos não glaucomatosos portadores de catarata senil. Nesse estudo não foi coletado amostra do humor aquoso na câmara posterior, pois a íris tem a função de diafragma para impedir a circulação em sentido oposto, veja no CAPÍTULO - III. O aumento da concentração da proteína na câmara anterior está relacionado a eliminação do resíduo metabólico em suspensão no estroma corneano. O resíduo metabólico em suspensão eliminado pela córnea pode causar obstrução da malha trabecular e aumentar a pressão intraocular [2, 4, 15, 21, 28]. Em [34] cita o efeito de Tyndall devido à presença de turbidez no humor aquoso causado pela concentração de proteínas então pode contribuir na nictalopia. A degradação das bordas das imagens projetadas na retina mostradas visto no item *IV.1.1.1* também contribui na nictalopia. No experimento coletado e mostrados nos gráficos em Figura II-11 e em Figura II-12 destacam o diâmetro “C” (Contorno). Quando aumenta a energia do raio luminoso refratado reduz o diâmetro “C”, assim como, a influência da difusão refratada, na imagem projetada na retina, ou seja, durante o dia há maior nitidez e a difusão intraocular da luz alta do farol do veículo é insignificante, porém, quando reduz a energia do raio luminoso refratado aumenta o diâmetro “C”, assim como, a influência da difusão refratada, na imagem projetada na retina, ou seja, durante a noite há menor nitidez e a difusão intraocular da luz alta do farol do veículo é significativa

IV. 1. 3. 2 Fototransdução na retina

Foi mostrado no item *IV.1.1.1* que a inversão de imagem é provocada pelo acúmulo de resíduos metabólicos na retina que impede a transferência de massa por convecção forçada. Ao impedir a transferência de massa por convecção impede a nutrição dos fototransdutores, os cones e os bastonetes além de impedir o descarte dos resíduos metabólicos prejudicando a potência do sinal neural enviado ao cérebro, em tão

os fototransdutores são impedidos da produção de sinais com potência neural suficiente para informar ao cérebro sinais com baixa potência luminosa. Wald (apud [35]) postulou a cegueira noturna como deficiência de vitamina A na retina que pode ser causada pela deficiência de circulação da massa móvel da retina.

IV. 1. 3. 3 Conclusão

A nictalopia pode ser um problema na projeção da imagem na retina ou na fototransdução, ou ainda a combinação de ambos, mas tanto na projeção quanto na fototransdução há uma única causa, **acúmulo de resíduos metabólicos desidratados devido à falha do mecanismo de convecção forçada intraocular.**

IV. 2. Movimento de massa intramuscular

Esse item foi incluído no trabalho para mostrar que no músculo também existe um mecanismo natural de transferência de massa por convecção forçada e a falha desse mecanismo pode causar desidratação e acúmulo de resíduos. No corpo humano em geral dispõe de mecanismos de transferência de massa por convecção forçada, contanto que a pessoa saiba usar-lo, porém, a comodidade e os interesses pessoais, entre muitos outros fatores, a pessoa cria hábitos que não considera as necessidades do corpo, de modo que ocorre o processo de desidratação, separando a massa móvel em regiões com diferentes desidratações, como visto em relação aos olhos, que prejudica a movimentação de nutrientes e a manter a hidratação uniforme dos volumes corporais. As mamas masculinas e femininas também sofre o processo de desidratação. No processo de desidratação intraocular não foi encontrada uma forma de demonstrar as patologias, por isso foi usado modelos matemáticos para mostrar os efeitos dos diversos sintomas percebidos pelos pacientes sempre através da base do problema, **acúmulo de resíduos metabólicos desidratados devido à falha do mecanismo de convecção forçada intraocular**, que está diretamente ligado às observações descritos em 1619, por Scheiner, (apud [24]). A desidratação da mama pode ser apresentada como regiões com diferentes rigidez e inclusive ptose, mas também pode acumular gordura. As gotículas intraoculares são regiões com diferentes rigidez. Em relação a movimentação de massa, a mama tem o mesmo modelo de transferência de massa do meio poroso flexível do epitélio e estroma da córnea Figura III-3, do cristalino Figura III-5 e da retina Figura III-4, para o suprimento de nutrientes, oxigênio e drenagem da produção metabólica através da mesma região. No período da amamentação, como modelo, a mama feminina também apresenta a drenagem da produção metabólica, o leite materno,

na região oposta a de suprimento e drenagem. A mama, como modelo, além de porosa e flexível, como os modelos apresentado nas diversas partes do olho, tem elasticidade. Em resumo, a mama é um meio poroso flexível e elástico. Inicialmente foi estudado a mama masculina por ter um modelo menos complexo e menor volume. As mamas usadas no estudo a direita apresentava maior volume e a esquerda apresentava regiões



Figura IV-65 Mama masculina antes e depois da reidratação

com rigidez. Havia ptose em ambas, porém, nessa fase não foram fotografadas. Ao estimular a reidratação mamária masculina, por convecção forçada, foi obtido importante resultado, como mostra a Figura IV-65. Por ser externo e não invasivo esse é procedimento simples em relação ao aplicado aos olhos.

É fácil observar na fotografia apresentada em Figura IV-65 “Antes” as mamas apresentam diferentes volumes e estão deslocada para a lateral, enquanto que em Figura IV-65 “Depois” as mamas estão apresentada com o mesmo volume e mais centralizadas, além de que, a mama esquerda não apresenta regiões com rigidez. Nas mamas é possível, com muita facilidade usar um procedimento mecânico externo para estimular o mecanismo de transferência de massa por convecção forçada, ao contrário

dos olhos, por isso, o tratamento dos olhos requer um período de tratamento de muito mais extenso do que o requerido na recuperação das mamas.

Uma fisioterapeuta resolveu aplicar a técnica de reidratação por convecção forçada às mamas femininas e obteve o resultado apresentado na Figura IV-66.

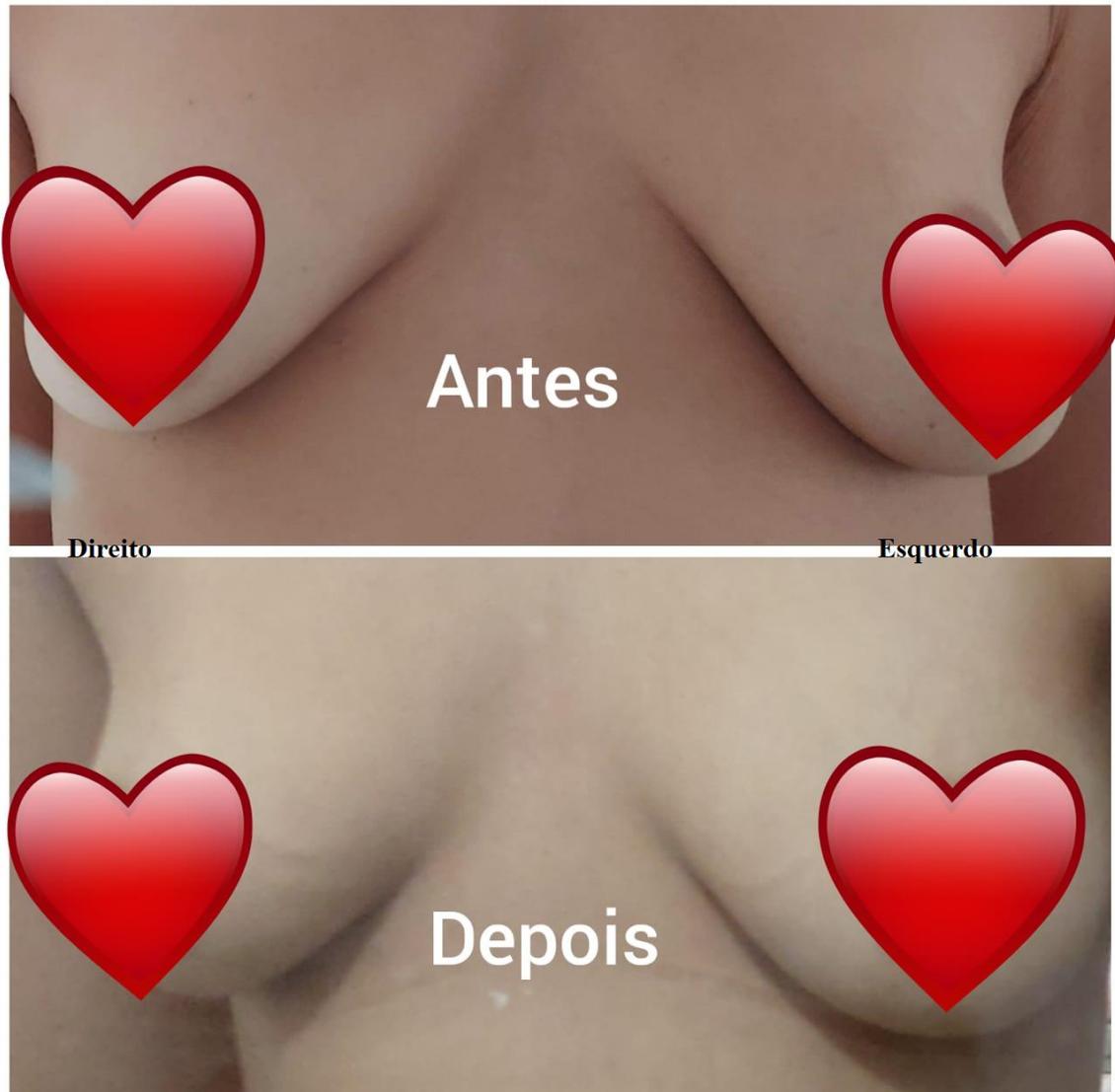


Figura IV-66 Mama feminina antes e depois da reidratação

A reidratação mamária é um procedimento não invasivo que traz um grande vantagem para a saúde da mulher, antes e depois do período de amamentação, assim como para os homens, em relação às suas mamas, por melhorar a irrigação dos vasos sanguíneos e linfáticos, produzindo um meio poroso flexível elástico saudável e maior firmeza. O sistema ocular também tem elasticidade, porém, para o desenvolvimento desse trabalho não foi verificado nenhuma importante relevância. Os dois resultados, embora iniciais, são promissores e foram mostrados para demonstrar a facilidade de

expor os resultados, em relação aos procedimentos oculares, além da variedade de aplicações da metodologia de convecção forçada para a reidratação do corpo humano.

CAPÍTULO - V

RESULTADOS E CONCLUSÕES

V. 1. Resultados

V.1.1 Introdução

Nesse trabalho, a desidratação e reidratação foram tratadas em dois sistemas, o sistema mamário e o sistema intraocular. No sistema mamário foi apresentado para mostrar a generalidade da metodologia na sua aplicabilidade, além da facilidade de sua aplicação e de sua avaliação. Na aplicação, como o estímulo da transferência de massa é externo, os resultados são obtidos em menor tempo e na avaliação é muito fácil sua verificação, por ser visual e através do tato. No sistema ocular, que foi o objetivo inicial do trabalho, é mais difícil de executar e avaliar. Na aplicação, o estímulo da transferência de massa não pode ser externo e o único estímulo externo é a luz, os resultados são obtidos em muito maior tempo e na avaliação é muito difícil sua verificação, porque os parâmetro usado na avaliação do estado visual do paciente não pode avaliar o estado de redução da massa metabólica armazenada. Estamos pesquisando há mais de vinte anos e sua avaliação não é visual. A avaliação assim como a escolha dos exercícios estão na percepção do paciente (quem está sendo tratado), e demonstração da biofísica da visão é realizada por meio da simulação de sintomas, baseada nas observações de Scheiner em 1619, (apud [24]). Como a vista é avaliada pelo erro de refração e muitas vezes associadas a idade. O erro de refração está relacionada ao acúmulo de resíduos metabólicos, logo, pode ser associado à idade, porém, se o paciente reduzir o acúmulo de resíduos metabólico e aumentar a sua acuidade visual, o paciente não reduz sua idade. Nesse trabalho a avaliação é subjetiva, que considera a repercussão da eliminação do resíduo metabólico e na forma como o paciente enxerga, pois não existe uma forma de medida. Esta forma pode ser entendida quando relaciona o olho humano a um reator bioquímico. O olho humano é um reator bioquímico que transforma suprimento em resíduos metabólicos, porque sua função não é a transformação de compostos para agregar valores na produção, como ocorre no reator bioquímico, mas obter a melhor projeção da imagem na retina, porém o armazenamento de resíduos metabólico intraocular degrada a imagem projetada na retina, assim como, o acúmulo de compostos no interior do reator bioquímico degrada sua produção. Em resumo, a função do olho é projetar na retina a melhor imagem que chega a superfície anterior da córnea e o paciente deve manter a agitação intraocular para manter uniforme a concentração os resíduos metabólicos. Quando acumulados, os resíduos metabólicos prejudicam os movimentos dos olhos assim como as imagens

projetadas em suas retinas, então, o cérebro age no sentido de evitar que o resíduo metabólico esteja na transmissão das projeções das imagens sobre as retinas. Para evitar o resíduo metabólico na trajetória da projeção da imagem o cérebro pode, temporariamente, modificar o movimento ocular e eliminar o resíduo ou modificar o movimento ocular e facilitar seu armazenamento. Se o movimento ocular for modificado o resíduo metabólico armazenado causará, no futuro, diversas patologias, quando o movimento oculomotor estiver bastante comprometido. Este processo de desvio faz manter o indivíduo com boa acuidade visual até a percepção de alguma patologia, miopia, astigmatismo, hipermetropia entre outras, mas, é bom lembrar que o movimento sacádico, assim como, o movimento ciclodução ou ciclotorção [36] são patologias não percebidas pelo paciente, além de que, a pós imagem negativa, os movimentos percebidos em imagens estáticas, a percepção tridimensional estereoscópica a partir de duas fotografias, o tempo de adaptação ao escuro e o diferencial entre a percepção da luz emitida por uma fonte no escuro e no claro são patologias percebidas por todos e, em consequência, aceitas como sintomas naturais. A solução adotada pelos profissionais da área oftalmológica, na maioria dos casos é de convivência com a patologia. As diversas patologias são tratadas com o desvio da trajetória ou na redução dos efeitos do resíduo metabólico na projeção, através da adoção de lentes corretivas que, em contra partida, favorecem ao armazenamento dos resíduos metabólicos, por isso, os pacientes sentem a degradação de sua vista, após o uso habitual das primeiras lentes corretivas. No processo inverso ao armazenamento, é a eliminação dos resíduos metabólicos intraoculares em que, o paciente, sem o auxílio de força externa, deve manter o resíduo metabólico na trajetória da imagem projetada na retina, reduzindo sua acuidade visual, mas eliminado pela alteração do movimento ocular, ou impor movimentos oculares que causem variações da superfície dos volumes dos resíduos metabólicos, para variar a área de contato com a massa móvel e provocar sua reidratação, percebidos através da resistência ao movimento dos olhos ou da cabeça. A ação periódica, do procedimento, fragiliza a resistência dos volumes de resíduos metabólicos, por causa da reidratação, transformando em suspensão e posterior eliminação. A Figura V-1 mostra uma irregularidade de foco, simulada através da irregularidade de um vidro transparente. Se assim fosse a imagem vista por uma pessoa em tratamento, este problema de foco pode ser usado no tratamento, para forçar o cérebro agir no sistema ocular de forma a reestabelecer a regularidade da projeção na retina, que embora nesse caso seja impossível, mas alcança o objetivo hidrata o resíduo



Figura V-1 Foto de uma grade através de um vidro com superfície irregular

metabólico. Desta forma, os critérios médicos adotados na avaliação ocular não podem avaliar a redução do resíduo metabólico intraocular e é compreensível entender que no processo de armazenamento de resíduos metabólicos intraoculares, a degradação visual e oculomotora, sejam caminhos fáceis e aparentemente saudáveis, enquanto que o processo de recuperação visual e oculomotora, a eliminação dos resíduos metabólicos intraoculares, sejam os caminhos difíceis e árduos. Tendo como base o diagrama mostrado na Figura IV-2, os resíduos metabólicos que oferecem menor resistência, para sua eliminação, normalmente estão na periferia da massa acumulada, participando da penumbra da imagem projetada na retina. A eliminação dos resíduos da periferia da massa acumulada reduz o seu diâmetro e conseqüentemente reduz a penumbra, é como fazer a terraplanagem para remover uma montanha, a partir da redução do diâmetro de sua base, logo, a encosta desaba quando fica íngreme e aumenta imediatamente o diâmetro de sua base e deixa instável sua encosta. No procedimento seguinte é realizada a estabilidade da encosta e reinicia o processo de remoção a partir de sua base. Ao reduzir a penumbra o paciente percebe melhor os limites dos objetos porque aumenta a nitidez das bordas da imagens projetadas na retina, inclusive com o uso de lentes corretivas, devido a redução da espessura da penumbra (a encosta íngreme). Ao reduzir

a espessura da penumbra, as gotículas da periferia perdem apoio e fica menos resistente então, as gotículas são rearrumadas (a encosta desaba), aumenta a penumbra e reduz a acuidade visual, mas pode tornar as cores claras mais claras, correspondendo no diagrama em Figura IV-2 a redução do número de camadas representadas pela variável “*u*”. No procedimento seguinte é realizada a remoção das gotículas (estabilidade da encosta) e reinicia o processo de redução da penumbra. No processo de recuperação o paciente tem que procurar as alternativas que provoquem resistência ao movimento oculomotor ou cause degradação visual, além da obrigatoriedade dos movimentos repetitivos, porém só é possível fazer os exercícios enquanto a massa metabólica em suspensão não comprometa, significativamente, a imagem projetada na retina. Os movimentos repetitivos podem causar torcicolo, bruxismo e tendinite por causa da resistência oculomotora. Os sintomas de percepção da eliminação de resíduos mudam, como, passar à enxergar as fontes luminosa mais claras e. ao acordar, perceber pontos coloridos diante de superfícies brancas. Se ocorrer linhas luminosa ao movimentar os olhos é necessário especial atenção para eliminá-lo, porque pode causar rompimento da retina e, em consequência, descolamento da retina. Os exercícios oculomotores causam sono, por isto, a movimentação do corpo é importante, porém, se não houver um bom acompanhamento profissional, pode causar narcolepsia. O autor teve uma crise narcoléptica durante a condução de seu veículo, “apagou” ao volante. É um sintoma de sono profundo, por pequeno tempo, e não havendo percepção dos acompanhantes que estavam no veículo, mas o suficiente para apavorar o condutor do veículo em sentido oposto. Nesse caso, o paciente não sofreu grande variação em seu posicionamento, estava sentado e assim permaneceu como no estado inicial, porém se houvesse acidente, provavelmente, o paciente ficaria desorientado por causa da dicotomia entre os estados, o inicial e o final, porque não haveria a percepção do desvio de seu veículo para uma colisão. Por ser a primeira crise, provavelmente, a fisiologia de seu sistema neural não estava alterado, então foi possível desenvolver uma metodologia para superar a patologia. Um outro problema, que pode estar associado à narcolepsia, por tratar do problema inverso, é o paciente dormir e querer acordar, levantar da cama e somente conseguir após um grande esforço mental, é raro mas o paciente não encontrou solução. É provável que seja um desequilíbrio causado pela narcolepsia. Por outro lado, é muito difícil um profissional recuperar a visão de uma paciente idoso, os resíduos metabólicos estarão muito desidratados, com grande viscosidade, além de que, não é possível saber

exatamente como um paciente está enxergando, para selecionar exercícios mais eficientes, então, a prevenção é o melhor procedimento.

Nesse trabalho foi mostrado que a pós imagem negativa, a epilepsia fotosensível e a nictalopia em idoso como patologias secundárias e originárias do **acúmulo de resíduos metabólicos desidratados devido à falha do mecanismo de convecção forçada intraocular** que produzem sintomas e sinais desde que o idoso foi neonato, logo, a prevenção deve ocorrer na criança.

Convém lembrar que o desenvolvimento tecnológico e urbano da sociedade tem afastado o ser humano do seu ambiente natural que pode impedir o desenvolvimento ocular dos neonatos, visto que, as sacadas são admitidas como naturais [3]. É necessário adotar ações no ambiente artificial que reproduzam os benefícios do ambiente natural. O afastamento do ambiente natural produz alguns sintomas e sinais patológicos tão comuns que são aceitos como natural. Sem ordem de prioridade alguns sinais e sintomas estão citados:

- **Movimento sacádico** – Não existente na visão natural. É uma patologia observada em bebês [3] que pode ter importante influência na epilepsia fotossensível veja no item IV.1.2 Eplepsia fotossensível.
- **Dominância ocular** – A dominância ocular natural é alternada [4, 28], veja em **Fusão** do item **III.4 Lateralidade** [4] e **1) Entrada - Alimentação** do item **IV.1.2.1 Introdução**. A dominância ocular habitual é uma patologia que estimula a manutenção das desigualdades oculares;
- **Instabilidade de fixação visual** – Essa patologia é uma área muito extensa e depende de alguns elementos, tais como intensidade, direção da luz e da imagem observada. Ela pode aparecer como adaptação ao escuro, movimento em figura estática, halos, percepção estereoscópica a partir de duas fotografias e dificulta a condução de veículo à noite, além da dificuldades na leitura exposta no item V.1.2. A instabilidade visual pode degradar a saúde do paciente

Adaptação ao escuro – A adaptação ao escuro é imediata para a visão natural, como demonstrado no Appendix de [21] e é um sinal inicial importante da nictalopia em idosos;

Halos – Não existe na visão natural. Círculo de luz mostrado ao redor de fonte luminosa, especialmente em locais escuros e pode estar acompanhada da

decomposição luminosa. Os halos são formados pela variação do formato das gotículas de resíduos metabólicos devido a sua reidratação e a de composição luminosa ocorre através de gotícula desidratadas.

Movimento em imagem estática – Não existe na visão natural. O movimento observado em imagem estática ocorre pela mesma razão da formação dos halos ajudado com o movimento de ciclorsão;

Estereoscopia com duas fotografias – Não existe na visão natural. A percepção estereoscópica é impossível sem haver movimentação da imagem na retina e o movimento é explicado pelas mesmas razões do movimento em imagem estática, mas necessita do estímulo de lentes;

- **Pós imagem negativa** – Não existe pós imagem negativa na visão natural item *IV.1.1*, dividido em duas partes **a penumbra**, associada ao acúmulo de resíduos metabólicos na trajetória da projeção intraocular da imagem, item *IV.1.1.1 Degradação das bordas*, e **inversão da cor**, associada ao acúmulo de resíduos metabólicos na retina, item *IV.1.1.2 Formação da imagem negativa*. É o mesmo ao perceber escuro após olhar para uma luz forte, o sol ao meio dia;
- **Ciclorsão** – Não existe na visão natural. Movimento patológico comum resultante da dificuldade de acomodação da córnea [4]. Esta patologia pode produzir percepção de movimento em imagens estáticas ou montagens gráficas, podendo causar desequilíbrio, tonturas e náuseas, principalmente em novos ambientes ou movimentos como em determinados meios de transporte (veja em [36] inciclorsão, exciclorsão). A ciclorsão pode causar perda do alinhamento entre os olhos e em consequência causar dores de cabeça, cabeça pesada. O mesmo pode ocorrer no pós cirúrgico monovisão. A técnica de monovisão não tem base científica, mas é usada por oftalmologistas no mundo inteiro;
- **Percepção auditiva** – Em 2003, em exame de rotina, o paciente tomou conhecimento da ausência de percepção da frequência de 6 kHz com a presença de ruído permanente apenas ouvido esquerdo. A amplitude tem variado com o movimento da cabeça. Como é constante, ele é percebido quando é dada atenção. A citação é só para registrar o evento.

V.1.2 Dificuldades na leitura

Na visão natural existe o controle preciso dos movimentos oculares e sua inabilidade é uma patologia que pode causar instabilidade de fixação visual (Percepção de movimento em imagem estática). Essa patologia é fácil de observar em ambiente escuro, por meio do caminho da luz projetada na retina resultante da rotação oscilatória da cabeça quando o olhar se fixa em um LED luminoso. A percepção de movimento em imagens estáticas [37], a profundidade estereoscópica, bem como a necessidade de um apontador para contar um grande conjunto de caracteres iguais estão entre os sintomas decorrentes dessa patologia [4]. Pode causar desinteresse da criança pela escola, por causa da dificuldade de leitura. No trabalho de pesquisa entrevistando pessoas, houve oportunidade de conhecer uma estudante do curso superior de bacharel em direito que tem instabilidade de fixação ocular. A experiência da jovem é análoga ao do autor desse trabalho. Ela relatou que lia com ajuda de um apontador, para, após chegar ao final da linha, poder ir ao início da linha seguinte, o autor não precisa de apontador mas tem dificuldade na leitura. Os estudantes do curso de Direito necessitam ler e interpretar muitos livros, para tal, a estudante solicita a orientação dos professores para ir direto a parte mais importante da obra, ler diversas vezes para poder interpretar. O autor, para sua formação em engenharia lia alguns livros, porém, conhecendo previamente o seu conteúdo, que é fundamental para conhecer a matéria escrita, pois, o autor reconhece as palavras e as interpretam, lendo o início, o final da palavra além do comprimento da palavra e o conhecimento prévio do assunto escrito, então o autor admite uma determinada palavra. Com interesse na obra, o autor, quando criança, passou uns seis meses para ler o livro "Vidas Secas" de Graciliano Ramos (176 páginas), compreendeu partes da obra mas não o todo. Os personagens da obra literária não foram bem assimilado pelo autor, por causa da dificuldade para ler cada palavra adicionado aos retornos ao início da página, para encontrar sentido quando a uma substituição errada de uma palavra. O autor, por aconselhamento de professores, quando estava no nível médio, gastou excessivo tempo para ler a tradução portuguesa de "O Pequeno Príncipe" de Antoine de Saint-Exupéry (93 páginas), nada entendeu. Após algum tempo, a partir dos comentários sobre a obra o autor conseguiu entender a obra e lembro algumas partes. O autor também leu o livro "Meu pé de laranja lima" de José Mauro de Vasconcelos, 232 páginas, nada é lembrado sobre a obra. Para ter melhor noção sobre as dificuldades de leitura, o autor leu um determinado livro em um mês e um colega leu em uma noite, logo, devido ao excessivo tempo usado para a leitura, não há disponibilidade de tempo

para a leitura de obras literárias. O autor assim como a estudante do curso de direito, não assistem filmes legendados, ou ler a legenda ou assiste as cenas. Concluindo o parágrafo, o autor atribui às dificuldades do aprendizado de línguas estrangeira às dificuldades da leitura, em que, o ensino do idioma tem a leitura como fonte de aprendizado, É bem compreensivo admitir que o autor, assim como a estudante tenham legastenia, mas, como os dois não perturbaram às escolas não foram levados a um profissional especializado. Ao passar seis meses para ler um livro a pessoa não tem condições de fazer um resumo sobre a obra. Pelo tempo excessivo usado para a leitura, a pessoa não é estimulada a ler algumas partes para lembrar, logo não é esperado que esta pessoa possa fazer um bom resumo sobre a obra que leu, conseqüentemente, a recorrência deste procedimento forma o analfabeto funcional que é percebido após alguns anos de graduações escolares. Tudo indica a necessidade na reengenharia das metodologias do ensino da criança para que as dificuldades de leitura não conduza à sua formação como analfabeto funcional. Como visto a legastenia e o analfabeto funcional devem estar diretamente associados ao **acúmulo de resíduos metabólicos desidratados devido à falha do mecanismo de convecção forçada intraocular.**

V.1.3 Restrições do campo visual superior

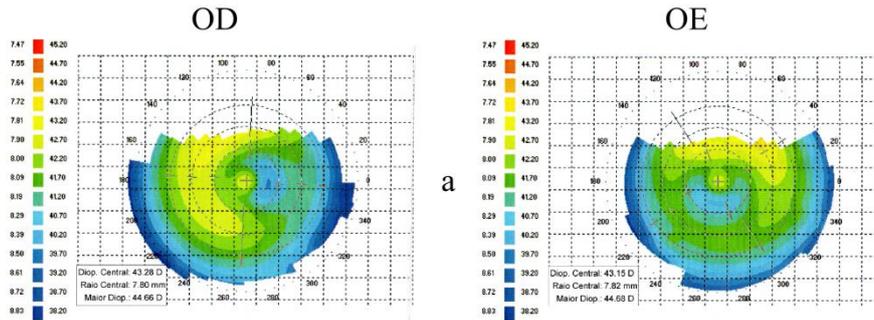
As restrições do campo visual superior não aparenta ser consideradas com grande importância entre os oftalmologistas. O paciente tinha ptose congênita de supercílio, caracterizada pelos sulcos horizontais na teta desde os 18 anos de idade, e ptose palpebral adquirida. Jamais, qualquer profissional recomendou a realização das cirurgias reparadoras. Para o plano de saúde, clínica e os profissionais envolvidos é financeiramente conveniente considerar os sulcos horizontais na pele da frente como necessidade estética. Mas as efetivas contrações do músculo frontal é voluntária, porém o treinamento das contrações pode ser involuntário devido ao esforço do cérebro para evitar que a sombra do supercílio restrinja a passagem do campo visual superior que chega à superfície anterior da córnea. A ptose de supercílio pode estimular a ptose palpebral. As duas ptoses ajudam, significativamente, no acúmulo dos resíduos metabólicos e, em consequência, pode modificar o movimento oculomotor, pode modifica o volume e a massa do globo ocular, assim como, pode modificar o acondicionamento do globo ocular e prejudicar o mecanismo natural da convecção forçada, e então, ocorrer a degradação da visão. A Tabela V-1 a apresenta em ordem cronológica os principais eventos do desenvolvimento deste trabalho incluindo as

cirurgias, ou seja, o paciente passou 17 anos tratando a vista com restrição de seu campo visual e está, somente, com menos de ano e meio fazendo exercícios com seu campo visual superior ampliado, pois, ainda existem algumas restrições. Em Figura V-2 mostra as topografias da córnea citadas na Tabela V-1.

Tabela V-1 Principais eventos para o desenvolvimento do trabalho

Ano	Data	Evento
2000	2000	Reinício dos trabalhos
2007	28/11/2007	Uveíte no olho esquerdo
2009	30/11/2009	Catarata incipiente
2010	jun-jul/2010	Paris - França - Dois trabalhos em dois congressos [1 - 2]
2011	31/01/2011	Criado o grupo de pesquisa - Transferência de massa em meio poroso flexível
	jun-jul/2011	Algarve - Portugal - Quatro trabalhos - Dois em cada congresso, três publicações [13 - 15]
2012	jun/12	Istambul - Turquia - Dois trabalhos [18-19]
2013	jul/13	3º Salão Nacional de Divulgação Científica - Recife - PE - Brasil [17]
2014	24/02/2014	Renovação da carteira de motorista - Com exercícios especiais
2016	mar/16	V Encontro Anual da Biofísica - Recife - PE - Brasil [20]
	05/04/2016	(a) 1a. Topografia da córnea
2017	20/04/2017	(a) Foto frontal anterior à primeira cirurgia
	06/05/2017	Blafaroplastia superior, ambos olhos
	04/09/2017	(b) 2a. Topografia da córnea
	05/03/2018	(c) 3a. Topografia da córnea
2018	23/10/2018	(d) 4a. Topografia da córnea
	2018	4º Capítulo do livro Difficulties in Cataract Surgery - Editora IntechOpen, Londres [21]
	2018	3º Capítulo de livro Teorias e Métodos da Biofísica - Editora Atena, Ponta Grossa - PR [22]
2019	2019	Dois publicações Revista Brazilian Journal of Development, Brasil [9 16]
	18/03/2019	Renovação da carteira de motorista - Sem problemas
	08/08/2019	(b) Foto frontal anterior à segunda cirurgia
2020	11/09/2019	Supercílio - reconstrução total, código - 30301220
	01/10/2020	(e) 5a. Topografia da córnea
2020	18/11/2020	(c) Foto frontal após à segunda cirurgia
	2020	3º Capítulo de livro Visual Impairment and Blindness Editora IntechOpen, Londres [4]
2021	2021	Capítulo de livro Current Cataract Surgery Techniques - Editora IntechOpen, Londres [28]

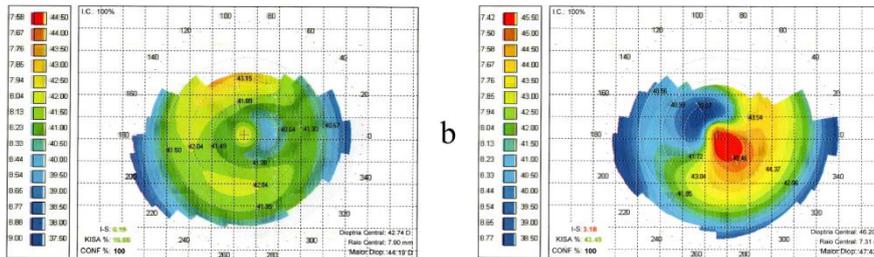
É melhor a prevenção do que a correção, então é necessário pesquisar com os profissionais da educação da criança para adoção de procedimentos para evitar o desenvolvimento das patologias oculares, porque na criança, os resíduos metabólicos estão menos desidratados e, naturalmente, menos viscosos. Há relato da cirurgia de catarata na Índia por mais de 3000 anos [40], naturalmente o modo de vida do ser humano mudou bastante e o problema permaneceu. Ao comparar as mesmas patologias dos seres humanos em animais domésticos, a catarata [38] e o glaucoma [39] ocorrem em gatos com menos frequência do que em cães, e, na maioria das vezes, estas patologias são secundárias em gatos. Ao comparar o modo de vida dos cães e gatos com os exercícios realizados pelo paciente para recuperação de sua visão existe uma maior aproximação ao modo de vida dos gatos. Os gatos têm vida noturna (prevenção contra à nictalopia), uso da visão olhando alternativamente para as laterais, (estimula o



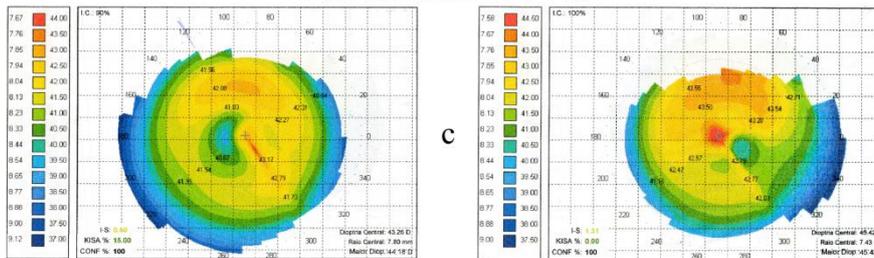
5 de abril de 2016

Blefaroplastia superior - AO

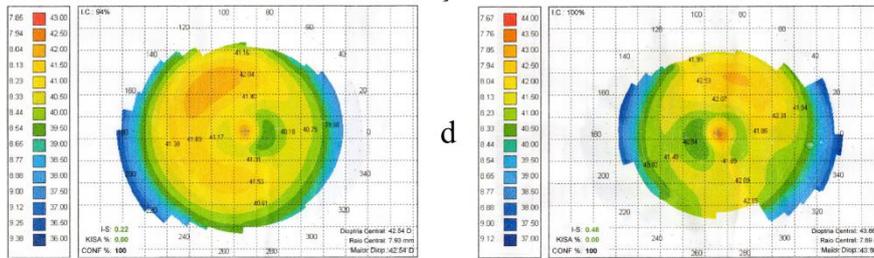
8 de maio de 2017



4 de setembro de 2017



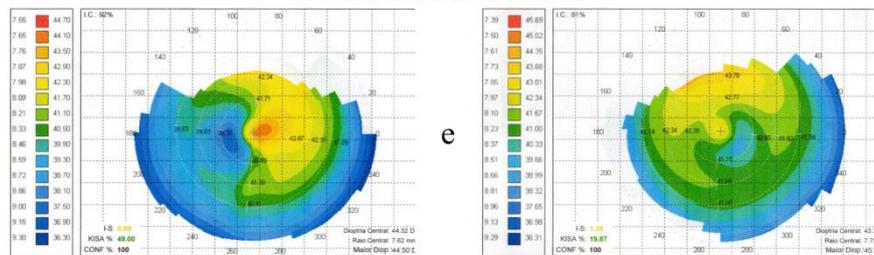
5 de março de 2018



23 de outubro de 2018

Supercílio - reconstrução total AO, código - 30301220

11 de setembro 2019



1 de outubro de 2020

Figura V-2 Topografias da córnea. (a) Antes da blefaroplastia, (b)-(d) Entre as duas cirurgias, (e) Após a reconstrução do supercílios

movimento mecânico de convecção forçada intraocular, fusão de imagens), sobe e desce

em muitos lugares (alternância da focalização perto e longe) e finalmente o banho (focalização de sua pata, evacuação dos resíduos metabólicos). O ambiente artificial aliado ao desenvolvimento tecnológico sempre reduzem o período de permanência das pessoa no ambiente escuro sem que haja algum procedimento compensatório. Impedimento dos neonatos à visualização de seus dedos, por causa do uso de luvas protetoras de suas unhas impede o seu desenvolvimento oculomotor preciso. Antes do início e após o término das atividades dos que praticam futebol, basquetebol, canto em coral, artes marciais, entre muitas outras atividades físicas, são realizados alguns procedimentos de preparação, porém, não existem procedimentos análogos para serem realizados pelos atletas da leitura e da escrita (os alfabetizados), porque os olhos são submetidos a um esforço prolongado que reduz a convecção forçada, com a consequente redução movimentação da massa móvel intraocular, favorecendo ao acúmulo de resíduos metabólicos intraoculares. Convém salientar que na escrita a criança faz mais esforço físico do que na leitura, pois, na escrita é acrescentado ao esforço ocular o esforço mental da coordenação motora do membro superior e o seu correspondente esforço físico. Na escrita a criança focaliza a ponta do lápis, coordena o movimento da mão e desenvolve a potência motora de sua musculatura, durante sua preparação física para pressionar o lápis contra o papel. O autor ainda mantém em sua memória esse sacrifício.

V.1.4 Dificuldades na escrita

O diagrama mostra em Figura V-3a foi elaborado para explicar a ligação do campo visual observado e suas relações com a interpretação da imagem. A Figura V-3a corresponde a uma das formas usadas por uma pessoa destra, com visão natural, reproduzindo uma escrita. Os eixos visuais de ambos os olhos convergem na ponta do lápis, então, a linha vertical tracejada, que passa pela ponta do lápis, divide o campo visual do reprodutor em campo visual direito e campo visual esquerdo. Veja no diagrama em Figura V-3b, os campos visuais direito e esquerdo projetados invertidos nas retinas dos dois olhos, porém, na retina temporal do respectivo olho contralateral e na retina nasal do respectivo olho ipsilateral. Os discos ópticos fazem parte de sua respectiva retina nasal.

A imagem de cada campo visual é projetada e discretizada pelos fototransdutores da retina temporal do olho contralateral, diagrama na Figura V-3b, que transmitem em sinais neurais para seu respectivo hemisfério cerebral ipsilateral, veja diagrama na

Figura V-3c1, assim como, projetada e discretizada pelos fototransdutores da retina nasal do olho ipsilateral, diagrama na Figura V-3b, que transmitem em sinais neurais para seu respectivo hemisfério cerebral contralateral, veja diagrama na Figura V-3c2.

Cada hemisfério cerebral recebe a audição ipsilateral e a imagem projetada na retina temporal do olho ipsilateral, e se existir, com a imagem da mão contralateral, veja diagrama em Figura V-3c1, além de receber a imagem projetada na retina nasal do olho contralateral, e se existir, com a imagem da mão ipsilateral, veja diagrama em Figura V-3c2.

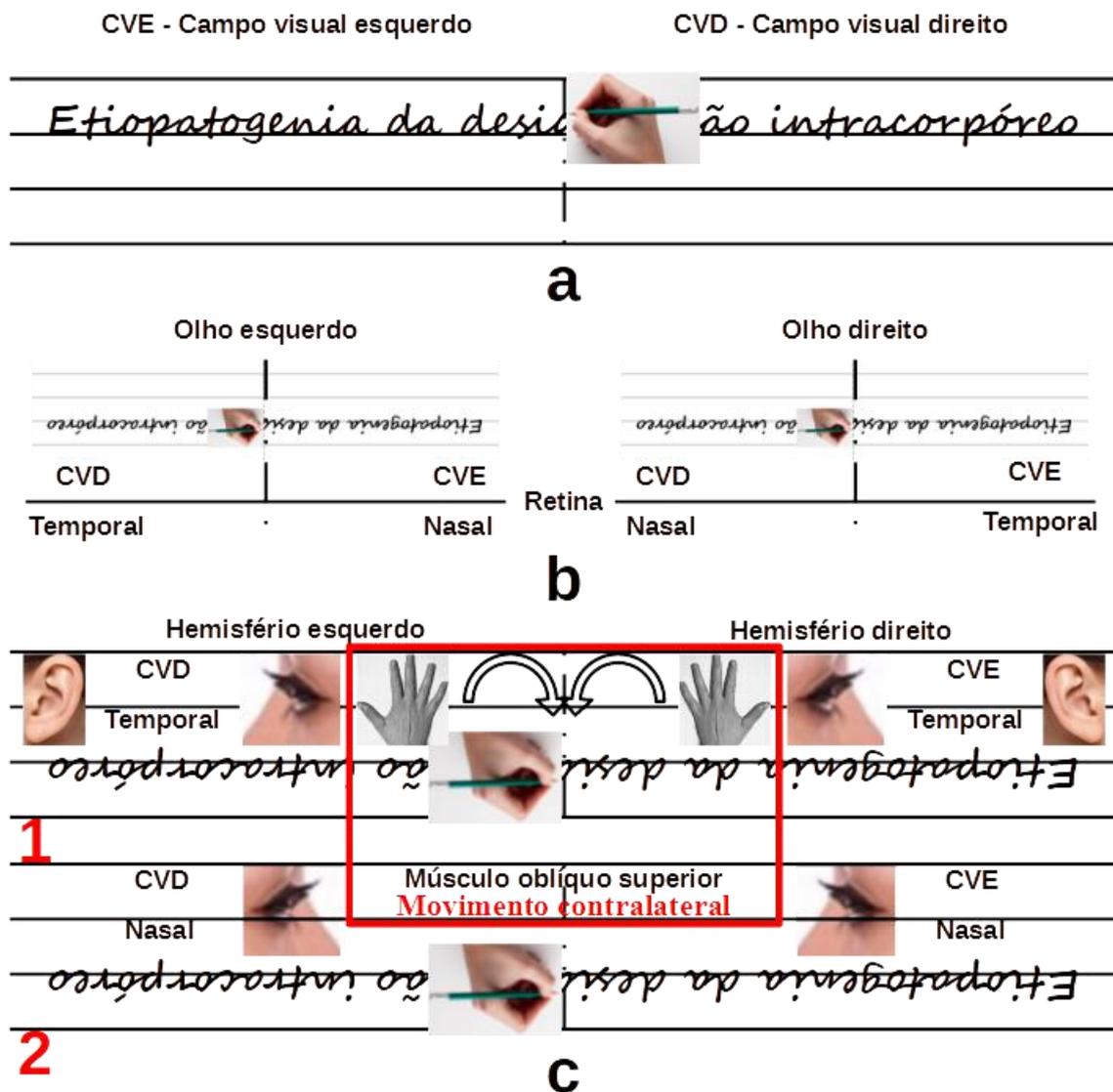


Figura V-3 Diagrama mostrando a emissão da imagem e sua transdução para o cérebro. a - Campos visuais, b - projeção nos olhos humano, c - Imagens recebidas pelos hemisférios cerebrais, 1 - Transdução ipsilateral, 2 - Transdução contralateral

Cada hemisfério cerebral controla, o músculo oblíquo superior, os movimentos da mão e sentido giratório da cabeça, todos contralaterais, veja diagrama em

Figura V-3c2, além de controlar todos os músculos oculares ipsilaterais, (os músculos retos, oblíquo inferior, ciliar, pupilares esfíncter e dilatador, elevador palpebral superior e orbicular), veja diagrama em Figura V-3c1.

O objetivo dos diagramas mostrados em Figura V-4 é demonstrar em quatro situações, as dificuldades visuais de criança na escrita que podem facilitar o acúmulo de resíduos metabólicos intraoculares. Em todos os casos apresentados é considerado que a criança, por não ter força suficiente, como o autor na fase da alfabetização, segura o lápis o mais próximo possível da ponta, em posição vertical, pois, a criança está treinando sua coordenação motora, e desenvolvendo as forças motoras para segurar o lápis, além de deslocá-lo e pressionar contra o papel, para reproduzir a imagem escrita. Se deslocar o lápis sem pressionar o lápis no papel não reproduz a escrita. Em todas as imagens da Figura V-4 o lápis está inclinado, como muitos adultos usam, porém, a posição vertical era melhor para o autor. Foi escolhido duas situações, escrever com a pauta horizontal ou vertical que foram as formas verificadas em adultos. Com a pauta horizontal foi escolhida duas situações, abraçando ou não abraçando a escrita.

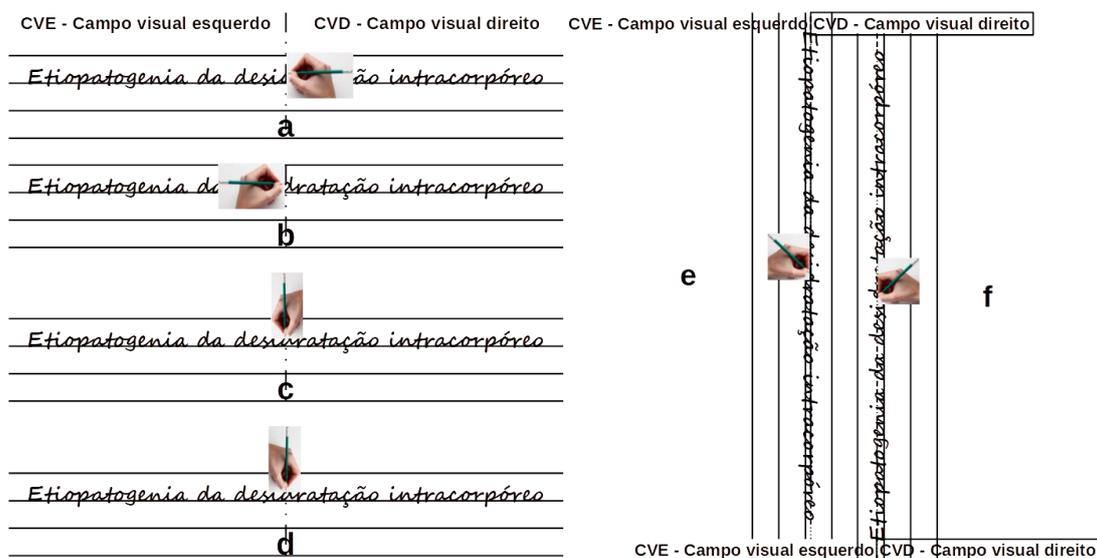


Figura V-4 Três formas de escrever para o destro e para o canhoto, para uma linguagem escrita da esquerda para a direita. Pauta horizontal, a - Destro e b - Canhoto; Pauta horizontal abraçando a pauta, c - Destro e d - Canhoto; Pauta vertical, e - Canhoto e f - Destro

O diagrama mostrado em Figura V-4a corresponde a uma das formas possíveis de uso por uma criança destra, escrevendo em pautas com posição horizontal, repetido a imagem do diagrama mostrado em Figura V-3a. Existem outras formas de segurar o lápis, porém, esta forma foi classificada como a pior forma de segurar o lápis para escrever. O diagrama mostrado em Figura V-4b corresponde ao posicionamento de uma

criança canhota realizando a mesma atividade da criança destra, apresentada no diagrama mostrado em Figura V-4a. Nessas duas situações, análogas, é possível explicar algumas facilidades e dificuldades enfrentadas pela criança:

- Aproxima o rosto do papel para enxergar a ponta do lápis, que está na vertical, para pressionar o lápis no papel com o peso da mão, o adulto pode usar o lápis inclinado como mostra o diagrama. O adulto ordena que a criança suspenda a cabeça e sugere o afastamento dos dedos da ponta do lápis, para rejeitar o argumento da criança de que não pode enxergar a ponta do lápis. A criança não tem força suficiente, como tem o adulto, para inclinar o lápis, como mostrado no diagrama, pois dessa forma a criança cansa em pouquíssimo tempo. A criança não tem conhecimento suficiente para argumentar contra a impossível forma orientada pelo adulto. Essa situação ocorreu com o autor desse trabalho;
- O dedo polegar dificulta a visualização da ponta do lápis, com os dois olhos (a criança só enxerga a ponta do lápis com o olho contralateral). O ponto de focalização, a ponta do lápis, pertence ao limite dos dois campos visuais, o direito e o esquerdo, mas, como a escrita em português é no sentido para o lado direito, logo, o ponto de destino da ponta do lápis está no campo visual direito. O campo visual direito é projetado nas retinas temporal do olho esquerdo e nasal do olho direito que são transduzidas para o hemisfério cerebral esquerdo. Para a criança destra, as imagens do ponto de destino, da mão direita e do lápis são transduzidas para o mesmo hemisfério cerebral, o esquerdo, que controla simultaneamente os movimentos do olho dominante visual, o esquerdo, da mão direita e do lápis, porém, para a criança canhota, as imagens do ponto de destino é transduzida para o hemisfério cerebral esquerdo, que controla o movimento do olho dominante visual, o esquerdo, mas, as imagens da mão esquerda e do lápis são transmitidas para o hemisfério cerebral direito, através da transdução dos fototransdutores da retina temporal do olho direito e da retina nasal dos olho esquerdo, que controla os movimentos da mão esquerda e o lápis. Ou seja, a criança destra tem o mesmo hemisfério cerebral, o esquerdo, controlando os movimentos do olho dominante visual, o esquerdo, da mão direita e do lápis enquanto que a criança canhota tem um hemisfério cerebral, o esquerdo, controlando os movimentos do olho dominante visual, o esquerdo, e o outro hemisfério cerebral, o direito, controlando os movimentos da mão direita e do lápis. A dificuldade de enxergar, a ponta do lápis,

pode causar perda na precisão visual, além de estimular a visão do olho ipsilateral na direção frontal e a visão do olho contralateral na direção nasal, como é a característica da dominação ocular [14 40], comprometendo a fusão das imagens, e prejudicando os mecanismos de convecção forçada intraocular, facilitado o acúmulo de resíduos metabólicos;

- Não exercita a alternância da dominância ocular, ação importantíssima para a estabilidade de fixação visual, podendo iniciar o processo de legastenia;
- A posição do dedo polegar e o lápis vertical, foi escolhida pelo autor como a pior forma da criança segurar o lápis e escrever, entre as alternativas mostradas na Figura V-4. Esta foi a forma escolhida pelo autor que é destro. Existem outras formas de segurar o lápis, melhor do que a mostrada na Figura V-4.

O diagrama mostrado em Figura V-4c corresponde a uma das formas possíveis de uso por uma criança destra escrevendo em pautas com posição horizontal abraçando o papel. O diagrama mostrado em Figura V-4d corresponde ao posicionamento de uma criança canhota realizando a mesma atividade da criança destra, apresentada no diagrama mostrado em Figura V-4c. Nessas duas situações, análogas, é possível explicar algumas facilidades e dificuldades enfrentada pela criança:

- A criança enxerga a ponta do lápis com os dois olhos. Nessa forma, a criança não tem como apoiar a mão para escrever nas primeiras linhas das páginas de cadernos grossos. No curso fundamental 1 os cadernos são finos, mas no curso fundamental 2 os cadernos são grossos;
- Por causa da fusão de imagens o mecanismo de convecção forçada intraocular é estimulado, mas, em relação aos campos visuais e o controle dos movimentos do olho dominante visual, o esquerdo, da mão direita e do lápis é análogo ao relatado em relação às Figura V-4a e Figura V-4b;
- Não exercita a alternância da dominância ocular, ação importantíssima para a estabilidade de fixação visual, podendo iniciar o processo de legastenia;
- Oferece mais vantagens em relação a alternativa anterior, Figura V-4a e Figura V-4b;

O diagrama mostrado em Figura V-4e corresponde a uma das formas possíveis de uso por uma criança canhota escrevendo em pautas com posição vertical. O diagrama mostrado em Figura V-4f corresponde ao posicionamento de uma criança destra

realizando a mesma atividade da criança canhota, apresentada no diagrama mostrado em Figura V-4e. Nessas duas situações, análogas, é possível explicar algumas facilidades e dificuldades enfrentada pela criança:

- Enxerga a ponta do lápis com os dois olhos, mas a visibilidade binocular é inferior a observada na situação anterior;
- Por causa da fusão de imagens o mecanismo de convecção forçada intraocular é estimulado;
- Exercita a alternância da dominância ocular, porque a mão tem movimentos para os dois lados, o direito e o esquerdo, ação importantíssima para a estabilidade de fixação visual;
- Oferece mais vantagens e menos desvantagens em relação as alternativas anteriores.

As descrições foram elaboradas para as linguagens escritas no sentido da esquerda para a direita, como a linguagem portuguesa, porém, para as linguagens escritas no sentido oposto também é aplicável, com pequenas modificações nas descrições.

Pela exposição não existe qualquer impedimento para as pessoas, sem alguma patologia específica, serem ambidestros, salvo, por treino. Mas é bom ressaltar que a sociedade é destra, conforme alguns de seus utensílios domésticos.

Os ambientes escolares podem ser adaptados de forma que a criança possam exercitar atividades de visualização em diferentes distâncias, importantíssimo para exercitar o músculo ciliar.

V.1.5 Adversidades oculares

- **Ptose do supercílio** - Em [41] é apresentado um estudo sobre o posicionamento do supercílio com a idade, porém, nesse trabalho, a ptose do supercílio é tratado como restrição do campo visual superior. Os sulcos horizontais na testa é um sinal importante da necessidade do cérebro reduzir a restrição do campo visual superior. Os sulcos verticais entre os supercílios é sinal de contração para redução nas delimitações dos campos visuais nasais superiores, veja Figura V-5. Na Figura V-5a os sulcos horizontais são os mais profundos, o campo visual superior é mais restrito, sem as cirurgias, mas os sulcos verticais na glabella são mais profundos na Figura V-5c, após as cirurgias, porque o início e o final das



20 de abril de 2017

Blefaroplastia superior - AO

8 de maio de 2017



8 de agosto de 2019

Supercílio - reconstrução total AO, código - 30301220

11 de setembro 2019



18 de novembro de 2020

Figura V-5 Imagens frontais do paciente com olhos fechados e abertos, a - Antes da primeira cirurgia, b - Antes da segunda cirurgia, c - Após a segunda cirurgia. Veja Tabela V- 1.

sobrancelhas ainda continua restringindo parte do campo visual superior. A calda da sobrancelha, não tem qualquer influência na formação dos sulcos horizontais porque esta parte do campo visual é projetada na retina nasal que é transmitida para o hemisfério cerebral contralateral e o enrugamento é controlado pelo VII par craniano que é ipsilateral. Os profissionais e os planos de saúde preferem entender que os sulcos horizontais da testa ocorrem como sinal da idade (estético) e informam ao paciente a impossibilidade da cirurgia por não existir codificação, mas a cirurgia pode ser realizada usando o código 30301220 adotado pela ANS (Agência Nacional de Saúde Suplementar), TUSS (Troca de Informações na Saúde Suplementar) e TISS (Terminologia Unificada da Saúde Suplementar). Essa

patologia não tem tido importante atenção dos profissionais, pois o paciente só foi encaminhado para a cirurgia há um pouco menos de dois anos, veja em Tabela V-1 e Figura V-2, porém, há mais de 40 anos já apresentava sinais da necessidade cirúrgica.

- **Ptose da pálpebra** - Veja Figura V-5a, pode ser estimulada pela ptose do supercílio por não haver necessidade do movimento da pálpebra na região do campo visual superior encoberto pela ptose do supercílio. Essa patologia pode sofrer estímulo para a redução da difusão refrativa intraocular devido aos resíduos metabólicos acumulados, quando a redução do diâmetro da pupila não é suficiente para evitar. Embora essa patologia tenha mais atenção dos profissionais, porém, o paciente só foi encaminhado para a cirurgia há pouco menos de quatro anos, veja as datas em Tabela V-1, Figura V-2 e Figura V-5, porém, desde o início desse trabalho já havia necessidade.

- **Estresse oculomotor**

Pterígio - Pode ser causado pela vascularização do músculo reto devido ao estresse causado pela dificuldade fixação da convergência dos eixos visuais no ponto de fixação motivado pelo acúmulo dos resíduos metabólicos intraoculares. Então o sistema de transporte de nutrientes do músculo aumenta a vascularização as regiões adjacente ao músculo para suprir o excesso de carga. A forma triangular está associada ao volume de nutriente transportado e distribuído ao longo de seu comprimento, então, mais próximo da córnea menor o volume transportado. A potência luminosa chega a córnea tem grande influência na produção do estresse do músculo reto, porque a luz com maior potência tem maior penetração através dos resíduos metabólicos que são translúcidos, então quanto maior a energia que chega a retina, maior é o esforço patológico no músculo reto, logo, as pessoas mais expostas à luz solar, como as mais próximas ao equador terrestre, estão mais sujeitas ao estresse do músculo reto.

O estresse do músculo reto superior pode causar dor em sua correspondente região da esclera, assim como dor de cabeça, devido ao desalinhamento horizontal entre os olhos. O alinhamento pode ser realizado exercitando a visualização através do limite superior do campo visual, enquanto houver diplopia binocular. A ptose da pálpebra assim como a do supercílio prejudicam o alinhamento ocular. Além do

exercício pode haver necessidade do mesmo procedimento medicamentoso adotado no tratamento do estresse do músculo oblíquo superior.

Uveíte - Pode ser causada pelo estresse do músculo oblíquo superior devido ao estresse causado pela dificuldade de fusão da imagem projetada na retina nasal com a imagem projetada na retina temporal do olho contralateral, motivado pelo acúmulo dos resíduos metabólicos intraoculares. O início da inflamação pode ser percebido pela dor na região superior nasal da esclera, percebida através do toque da região através da pálpebra. O paciente não encontrou algum profissional que tratasse a dor na região superior nasal da esclera, porém, a falta de solução profissional pode resultar na uveíte. O paciente passou a tratar o sintoma com uma gota do corticoide usado para tratar a uveíte, mas, em algumas situações mais uma gota foi necessária no dia seguinte e às vezes uma terceira gota.

- **Estresse no cristalino** - O estresse do músculo ciliar pode acelerar o processo de formação da catarata.
- **Estresse na retina** - A convecção forçada da massa móvel da retina ocorre por causa da variação da curvatura da córnea, devido a fusão da imagem projetada na retina nasal com a imagem projetada na retina temporal do olho contralateral, motivada pela contração do músculo oblíquo superior que provoca variação da superfície da esclera e, em consequência, faz variar a curvatura da retina. A falha do processo de convecção forçada na retina pode provocar deficiência de nutrientes e oxigênio nos fototransdutores e causar degeneração macular, se a deficiência for na fóvea [19], retinose pigmentar, se a deficiência for na periferia ou então causar depósitos de resíduos metabólicos que pode enrijecer em regiões da retina e provoque estresse nos limites entre duas ou mais regiões rijidas. O estresse entre regiões rígidas pode provocar sua rotura da retina. A rotura da retina levar ao descolamento da retina segundo Gonin (apud [35]). Atualmente o paciente em tratamento percebe cores pontuais em superfícies brancas, atribuídas ao aumento da pressão intraocular, ao acordar [1, 15], que comprime as enrijecidas gotículas de resíduos metabólicos nos fototransdutores. De forma semelhante pode causar flashes de luz se a compressão envolve o limites entre regiões com gotículas aglutinadas e pode apresentar linha escura se um conjunto de gotículas separar fototransdutores.
- **Uso de óculos** - É importante não usar óculos. A obrigatoriedade do uso de lentes corretivas, para a condução de veículos, prejudica o tratamento. As lente do óculos

deixa, para cada olho, a imagem do campo visual do paciente passar através de dois meios adjacentes, o meio com lente e o meio sem lente, o que está além das bordas da lente que pode provocar diplopia monocular, por outro lado, o suporte da lente impede a passagem da luz, estimulando o alojamento de resíduos metabólicos nas respectivas sombras na córnea, no cristalino e na retina. Na córnea favorece a difusão refrativa e em seguida provoca a nictalopia, no cristalino além de favorecer à difusão refrativa acelera a formação da catarata e na retina, cria regiões rígidas próxima a periferia da retina que poderá causar estresse, sua posterior rotura e descolamento. Para retirar os resíduos metabólicos alojados nas regiões, que a íris impede a passagem da luz, é necessário o uso do dilatador pupilar, no claro e no escuro. O uso de óculos pinhole [42] pode causar conforto visual na leitura, por eliminar, do campo visual, uma série de gotículas reduzindo a penumbra e restringindo o movimento sacádico, mas o seu uso como tratamento da eliminação dos resíduos metabólicos é desprezível e não é recomendado realizar em atividade que envolvam movimentos por causa da mudança do orifício de visualização e a consequente mudança da distância de focalização Scheiner, (apud [24]).

- **Descarte de resíduos metabólicos** - A Figura III-2 mostra duas vias de descargas lacrimal, o transbordamento e através do ducto nasolacrimal. Através do ducto nasolacrimal os resíduos podem desidratar e depositar nas narinas, ou ser conduzido à via oral, que pode causar rouquidão, ardor na garganta por um dia, pigarros e até espirros.
- **Visualização de semáforos** - O acúmulo de resíduos metabólicos reduz a energia luminosa que é projetada na imagem na retina. Se essa dificuldade estiver combinada a um semáforo com pequena emissividade de luz pode ser uma importante causa de um acidente de trânsito, que pode desdobrar-se em ação judicial contra o Estado por não manter a emissividade luminosa de seus semáforos visíveis aos condutores habilitados pelo próprio Estado.
- **Sono** - A cabeça humana tem energia suficiente para suprir todas as atividades à ela relacionada, porém, os resíduos metabólicos podem impor um consumo de energia excessivo para suprir as patologias do sistema visual. Se a energia consumida causar déficit energético, o cérebro providencia o repouso (sono) para a sua recuperação. O sono, devido ao uso excessivo da musculatura ocular, é observado nas crianças ao realizarem atividades ao meio dia com sol, em jovens ao assistirem

aulas com multimídia, em idosos ao assistirem TV, entre muitos casos. Os exercícios oculares causam sono, devido ao excessivo consumo de energia oculomotora, mas para evitar o sono, durante os exercícios, o paciente pode realizar os exercícios oculares em esteira ergométrica. O uso frequente desse procedimento pode levar à narcolepsia, porque o cérebro é colocado para decidir entre duas importantes necessidades e não podem ser simultaneamente atendidas, ou seja, por um lado o cérebro sabe que necessita repousar, para recuperar a energia oculomotora excessivamente consumida, porém, por outro lado, o cérebro sabe que se repousar põem em risco sua própria existência, logo, a repetição desse procedimento desorienta a decisão do cérebro sobre o momento de preparação para o repouso ou para a atividade. Para evitar o estímulo da narcolepsia o paciente deve procurar programar os exercícios e os momento de repouso, e sempre relaxar ao deitar.

- **Ausência de frequência auditiva** - Em 2003, em exame de rotina, o paciente ao ser diagnosticado com ausência de percepção da frequência de 6 kHz no ouvido esquerdo, percebeu a presença permanente de ruído ipsilateral. De várias otorrinolaringologistas examinaram e nenhuma causa foi diagnosticada [4, 21]. O paciente percebeu que alguns exercícios reduziam a amplitude do ruído. Atualmente, a amplitude do ruído está reduzida. É provável que o músculo oblíquo superior esquerdo, que sofreu estresse e provocou uveíte anterior recorrente, produza o ruído através da passagem de seu tendão pela tróclea, onde o faz mudar de direção.

V.1.6 Conclusão

A educação da criança combinada com ambientes favoráveis à percepção de profundidade pode ser a base para a formação dos futuros idosos chegarem aos 90 anos de idade com a visão natural, sem cirurgia e lentes corretivas, ou seja, redução drástica das patologias oculares na sociedade. Como aprendizado é a superação de dificuldades, o desenvolvimento motor bilateral é um grande desafio, porque, como visto nesse trabalho, não existe nenhum impedimento para que uma pessoa tenha prioridade lateral, salvo por treino ou alguma patologia, nesse caso deve ser trabalhada a dificuldade para reduzir as limitações. É fundamental que já na infância as pessoas aprendam a relaxar o seu corpo, a sua mente e os seus olhos, assim como, usar o ambiente escuro em algumas atividades. Os músculos sob tensão têm pouca capacidade de movimentação, além de

estarem sujeitos à dores e podem causar estresses musculares. Relaxar o cristalino é mais difícil, mas é possível orientar a mente para exercitar o cristalino sem tensões voluntárias durante o sono, para evitar o acúmulo de resíduos metabólico e provocar erro de refração.

Além do ambiente escolar é necessário o desenvolvimento dos ambientes adequados no trabalho, para produzir oportunidades para exercitar o músculo ciliar, e em consequência, exercita o músculo oblíquo superior. A variação de profundidade movimenta o músculo ciliar, assim como, o mecanismo de transferência de massa por convecção forçada no cristalino, para evitar erros de refração e sua opacidade, e a alternância da dominação oculomotora estimula a fusão saudável de imagens, movimentando do músculo oblíquo superior, que é fundamental para o mecanismo de transferência de massa por convecção forçada na córnea (evita erros de refração e deformação em suas superfícies anterior e posterior), na retina (evitar a pós imagem negativa e a rigidez da retina que pode provocar sua rotura) e na malha trabecular (evita o aumento da resistência à passagem do humor aquoso e, em consequência, o aumento da pressão intraocular).

É importante ressaltar que os experimentos de Hubel e Wiese (apud [35]) mostraram que a dominância ocular se desenvolve irreversivelmente na primeira infância.

A desidratação da musculatura mamária do homem e da mulher deve ser dada especial atenção para evitar a rigidez muscular que pode ser causadora de algumas patologias, porque a rigidez impede a circulação nutriente e oxigênio, assim como o descarte dos resíduos metabólicos que são fundamentais à vida celular. As mulheres, que, no período de amamentação, mantiverem a nutrição mamária saudável tem possibilidade de produzir maior quantidade de leite materno e, no desmame, tem a possibilidade do retorno saudável dos formatos de suas mamas.

APÊNDICE – A
MATEMÁTICA

Este apêndice é para revisão geral necessária para o entendimento matemático do desenvolvimento do trabalho.

A.1 Gráfico de funções

A função periódica trigonométrica seno pode ser representada através de sua variável independente “ x ” de dois parâmetros, a frequência “ f ” e o ângulo de fase “ φ ”, como mostra a Eq. A-1. É comum substituir o produto $2 \cdot \pi \cdot f$ pela letra grega “ ω ” e expressão toma a forma em Eq. A-1.

$$g(x) = \text{sen}(2 \cdot \pi \cdot f \cdot x + \varphi) = \text{sen}(\omega \cdot x + \varphi) \quad (\text{A-1})$$

Na representação do gráfico na Figura A-1, a função seno está associada ao movimento de um raio unitário de uma circunferência, com velocidade angular “ ω ” unitário, ou seja, frequência $f = 1/(2 \cdot \pi)$, variável independente “ x ”, representada em relação ao ângulo “ π ”, e ângulo de fase nulo.

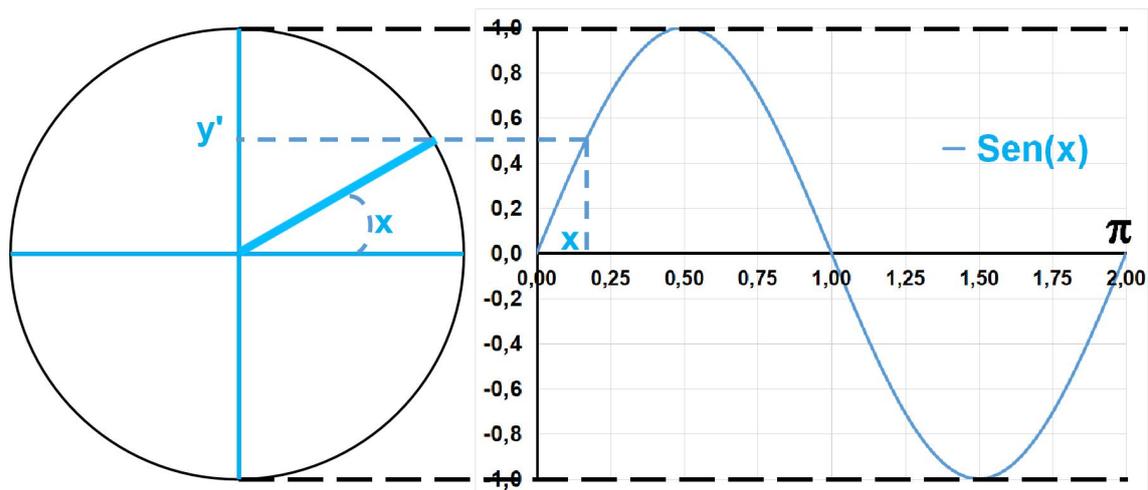


Figura A-1 Representação gráfica da função $\text{sen}(x)$

Na representação do gráfico na Figura A-2, a função seno está associada ao movimento de um raio unitário de uma circunferência, com velocidade angular “ ω ” unitário, ou seja, frequência $f = 1/(2 \cdot \pi)$, variável independente “ x ”, representada em relação ao ângulo “ π ”, e ângulo de fase -45° . nesse diagrama o eixo ortogonal “ y ” tem um deslocamento angular horário com $\varphi = -45^\circ$. Este deslocamento é um ângulo de fase em atraso.

As duas funções estão representadas no mesmo gráfico na Figura A-3. nesse diagrama, a função que atinge o máximo depois da outra é a função com ângulo de fase em atraso. A referência, para medir o atraso, pode ser em relação ao valor nulo das

funções, porém, nesse caso, as duas funções devem estar crescendo ou decrescendo. A função em cor azul tem o zero no instante 1,00 e é decrescente e a função em cor laranja chega ao zero no instante 1,25 e é decrescente, ou seja, a diferença é $0,25 \cdot \pi$, então, a função em cor laranja está com atraso de $0,25 \cdot 180^\circ = 45^\circ$ em relação a função em cor azul..

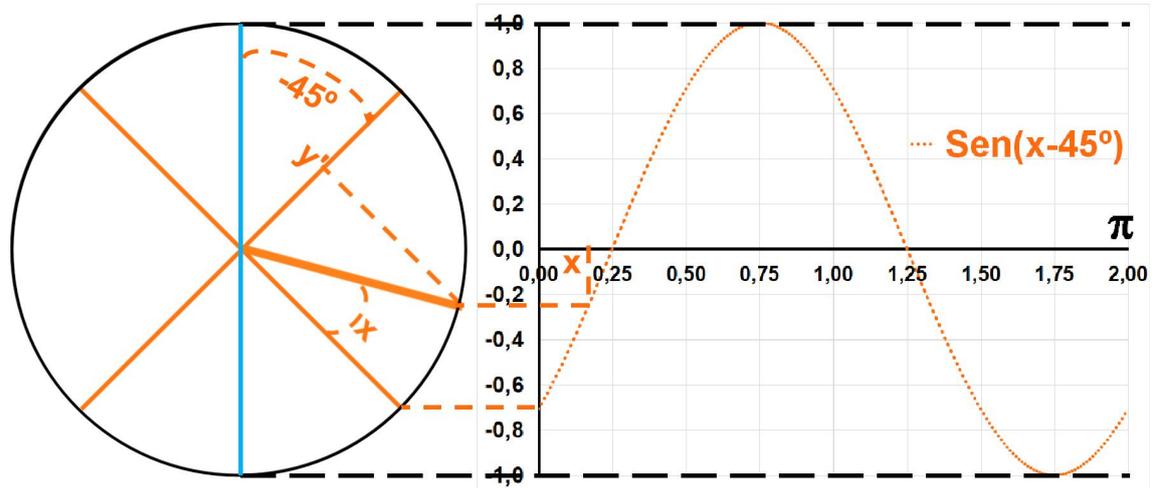


Figura A-2 Representação gráfica da função $\text{sen}(x - 45^\circ)$

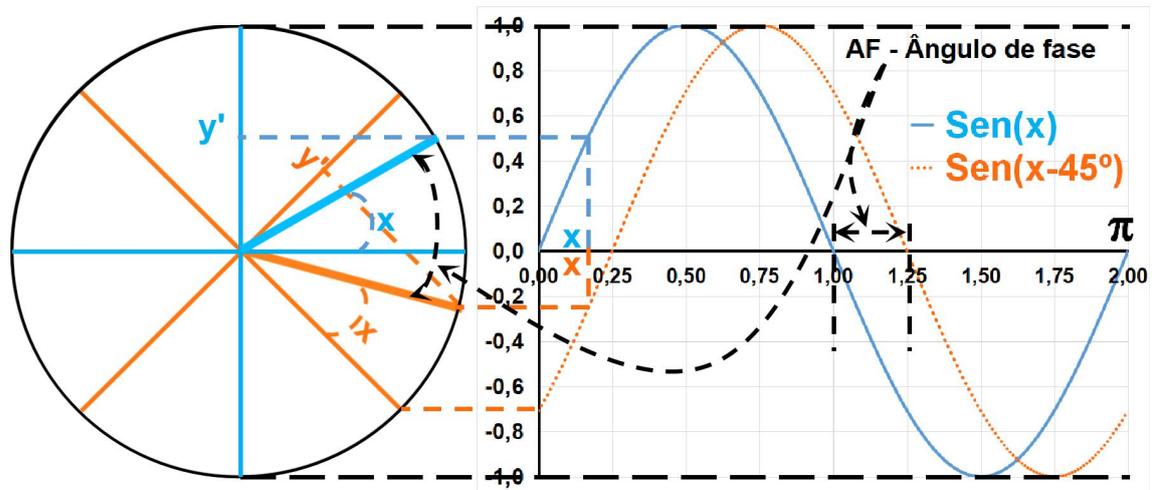


Figura A-3 Representação gráfica das funções $\text{sen}(x)$ e $\text{sen}(x - 45^\circ)$

As funções $\text{sen}(x)$ e $\text{sen}(x - 45^\circ)$ têm ângulos de fase $\varphi_1 = 0^\circ$ e $\varphi_2 = -45^\circ$, respectivamente, porém o módulo e a frequência são unitários. As representações espectrais gráficas, em função de sua frequência, são mostradas em dois gráficos, módulo e fase, em Figura A-4.

Em Eq. A-2 estão escritas as relações de ângulo de fase entre as funções *seno* e *coseno*, ou seja, o ângulo de fase é a relação entre estas duas funções. A função *coseno* tem ângulo de fase atrasado de 90° , em relação à função *seno*, ou seja, a função *seno* tem ângulo de fase adiantado de 90° , em relação à função *coseno*. Uma função

periódica sempre está associada ao tempo, como mostra as circunferências em Figura A-1, Figura A-2 e Figura A-3, porém, pode ser vista associada ao deslocamento angular ou linear, como pode ser interpretado os gráficos em Figura A-1, Figura A-2 e Figura A-3.

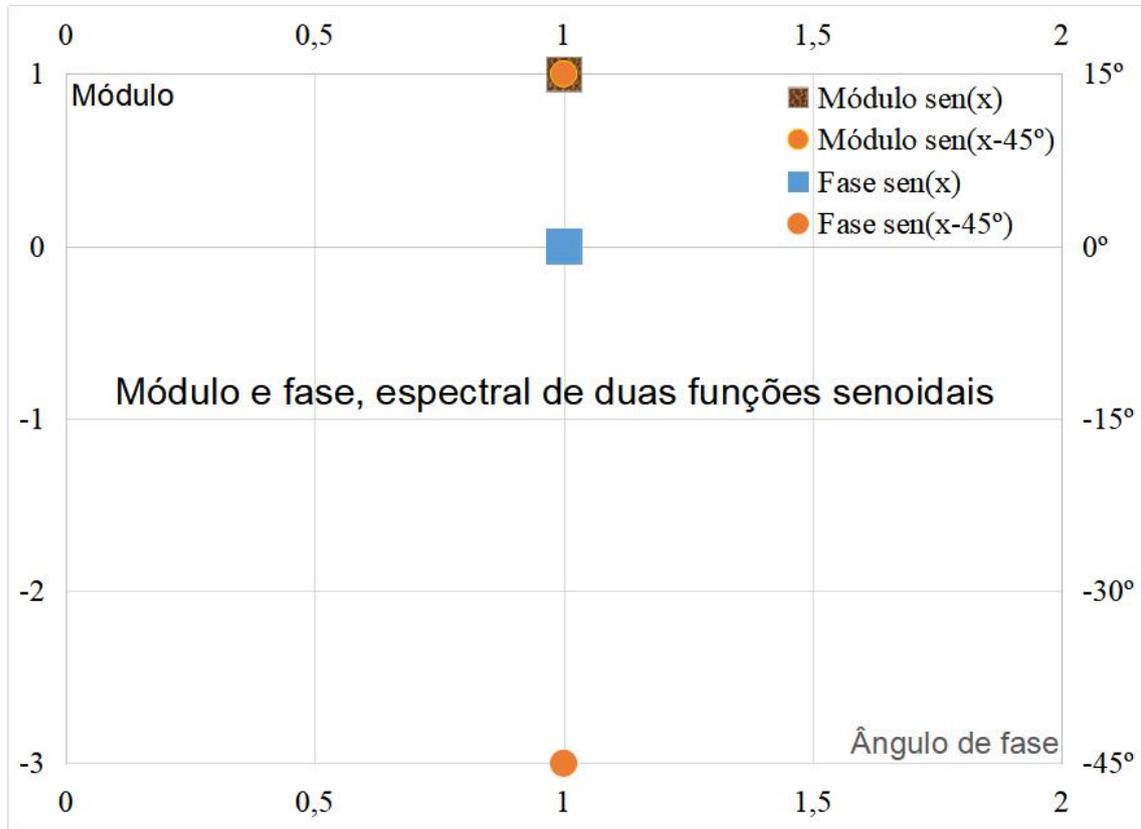


Figura A-4 Representação espectral das funções sen(x) e sen(x - 45°)

$$\text{sen}(x + 90^\circ) = \text{cos}(x) \text{ ou } \text{cos}(x - 90^\circ) = \text{sen}(x) \quad (\text{A-2})$$

A combinação linear das funções *coseno* e *seno* apresentada no primeiro membro em Eq. A-3 pode ser escrita em função da função seno ou cosseno, com os seus respectivos ângulos de fase. O movimento do raio “r”, em Figura A-1, Figura A-2 e Figura A-3, pode ser escrito em forma complexa cartesiana ou exponencial, como mostra em Eq. A-4, obtida da relação de Euler. A função cosseno pode ser escrita como combinação linear de funções exponenciais como visto em Eq. A-5 assim como a função seno em Eq. A-6.

$$a \cdot \text{cos}(\omega t) + b \cdot \text{sen}(\omega t) = \sqrt{a^2 + b^2} \cdot \left(\text{sen} \left(\omega t + \text{tg}^{-1} \left(\frac{a}{b} \right) \right) = \text{cos} \left(\omega t - \text{tg}^{-1} \left(\frac{b}{a} \right) \right) \right) \quad (\text{A-3})$$

$$\text{tg}^{-1} \left(\frac{a}{b} \right) = \frac{\pi}{2} - \text{tg}^{-1} \left(\frac{b}{a} \right)$$

$$r.\cos(\omega.t) + j.r.\text{sen}(\omega.t) = r.e^{j.\omega.t}, \quad j = \sqrt{-1} \quad (\text{A-4})$$

$$\cos(\omega.t) = \frac{1}{2} \cdot (e^{j.\omega.t} + e^{-j.\omega.t}), \quad j = \sqrt{-1} \quad (\text{A-5})$$

$$\text{sen}(\omega.t) = \frac{-j}{2} \cdot (e^{j.\omega.t} - e^{-j.\omega.t}), \quad j = \sqrt{-1} \quad (\text{A-6})$$

A.2 Decomposição de funções periódicas

De forma simplificada, os músculos são classificados como voluntários e involuntários. Como o próprio nome sugere, os músculos voluntários agem conforme a vontade do indivíduo. Os músculos involuntários agem como suporte de atividades para o indivíduo atingir ao objetivo de sua vontade, formado com os músculos voluntários, um sistema coeso. Os indivíduos estão submetidos ao meio ambiente terrestre que é constituído de fenômenos periódicos naturais, logo, o indivíduo é estimulado a constituir atividades periódicas. Entre os mais importantes fenômenos periódicos naturais estão a presença e ausência da luz solar, as fases da lua e as estações do ano. Logo, a periodicidade das atividades humanas, entre as mais importantes são, a alimentação (nutriente, água e oxigênio), dormir, esforço físico e evacuação, estão em conformidade com o meio ambiente natural e favorece a harmonia entre os sistemas musculares, os voluntários e os involuntários. Dentro deste contexto será comparado a decomposição de funções periódicas e não periódicas, para comparar com as atividades e estruturas musculares.

Uma função que se repete ao longo da variável independente, em períodos constantes, é denominada, na matemática, função periódica. A função periódica $g(x)$, Eq. A-7, exposta em Figura A-5, pode ser decomposta usando as expressões escritas em Eq. A-8. É uma soma infinita de parcelas discretas, em função de “ n ”, ou, “ $\omega_n = 2.n.\pi$ ”, ou seja, é uma representação espectral discreta. Esta função periódica não pode ser fisicamente reproduzida, mas é a função matemática que pode melhor destacar a influência dos termos de maior frequência, na decomposição de funções periódicas.

$$g_p(x + n.T_0) = \begin{cases} 1, & |x| \leq \frac{T_0}{4} \\ -1, & \frac{T_0}{4} < |x| \leq \frac{T_0}{2} \end{cases}, T_0 = 4 \text{ (} T_0 - \text{Período fundamental)} \quad (\text{A-7})$$

$$g_p(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} \left(a_n \cdot \cos\left(\frac{2.n.\pi.x}{T_0}\right) + b_n \cdot \text{sen}\left(\frac{2.n.\pi.x}{T_0}\right) \right), \text{ onde: } a_0 = \frac{2}{T_0} \int_{-\frac{T_0}{2}}^{\frac{T_0}{2}} g(x) dx, \quad (\text{A-8})$$

$$a_n = \frac{2}{T_0} \int_{-\frac{T_0}{2}}^{\frac{T_0}{2}} g(x) \cdot \cos\left(\frac{2.n.\pi.x}{T_0}\right) dx \quad e \quad b_n = \frac{2}{T_0} \int_{-\frac{T_0}{2}}^{\frac{T_0}{2}} g(x) \cdot \text{sen}\left(\frac{2.n.\pi.x}{T_0}\right) dx$$

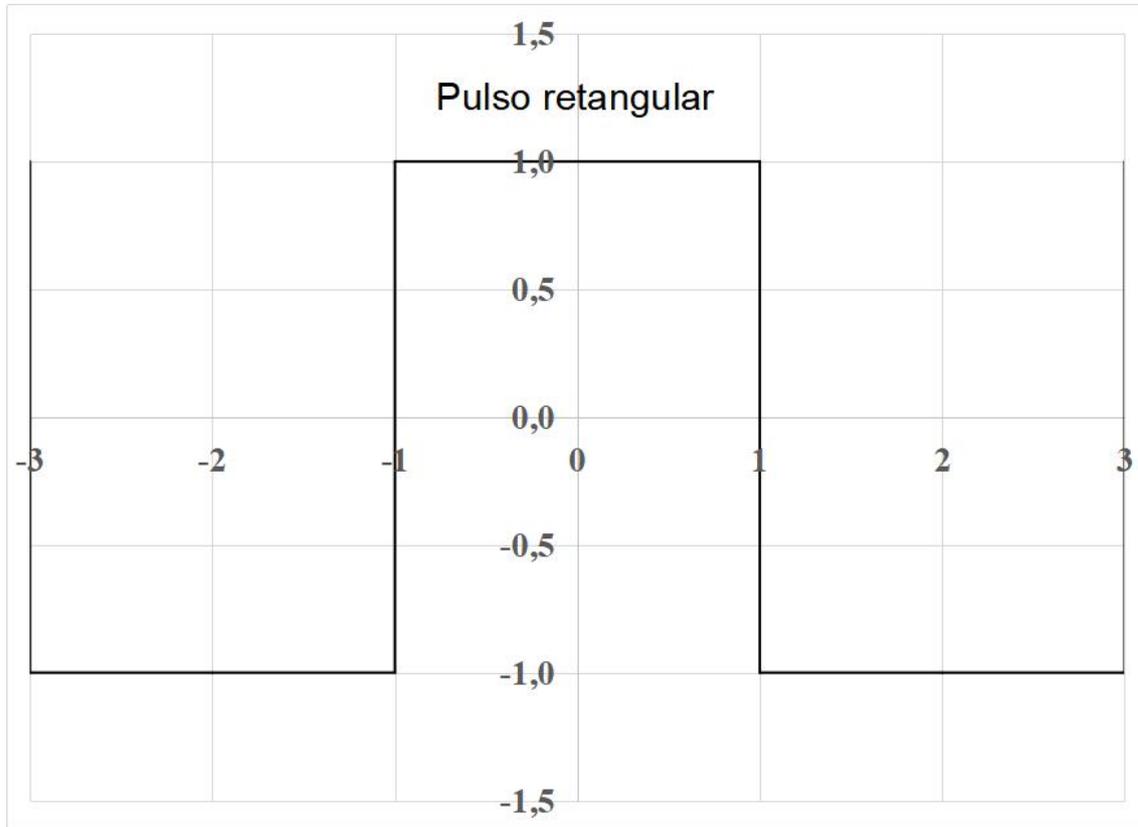


Figura A-5 Representação de uma função periódica com período T_0

Aplicando a função Eq. A-7, a função mostrada em Figura A-5, às expressões Eq. A-8 obtém o resultado apresentado em Eq. A-9, podendo ser escrita, em forma de somatório infinito, através de Eq. A-10, e mostrado no gráfico espectral discreto da Figura A-6. É importante destacar que o módulo da amplitude da componente fundamental, $n = 1$ em Eq. A-7, é múltipla dos módulos das componentes de frequência superior, $n > 1$, ou seja, o módulo da componente de maior frequência é menor do que o módulo da componente de menor frequência.

$$g_p(x) = \frac{4}{\pi} \cdot \left(\cos\left(\frac{\pi}{2} \cdot x\right) - \frac{1}{3} \cos\left(\frac{3.\pi}{2} \cdot x\right) + \frac{1}{5} \cos\left(\frac{5.\pi}{2} \cdot x\right) - \frac{1}{7} \cos\left(\frac{7.\pi}{2} \cdot x\right) + \dots \right) \quad (\text{A-9})$$

$$g_p(x) = \frac{4}{\pi} \cdot \sum_{k=0}^{\infty} \frac{(-1)^k}{2.k+1} \cdot \cos((2.k+1).\omega_0 \cdot x), \quad \omega_0 = \frac{2.\pi}{T_0}, \quad T_0 = (2 - (-2)) = 4 \quad (\text{A-10})$$

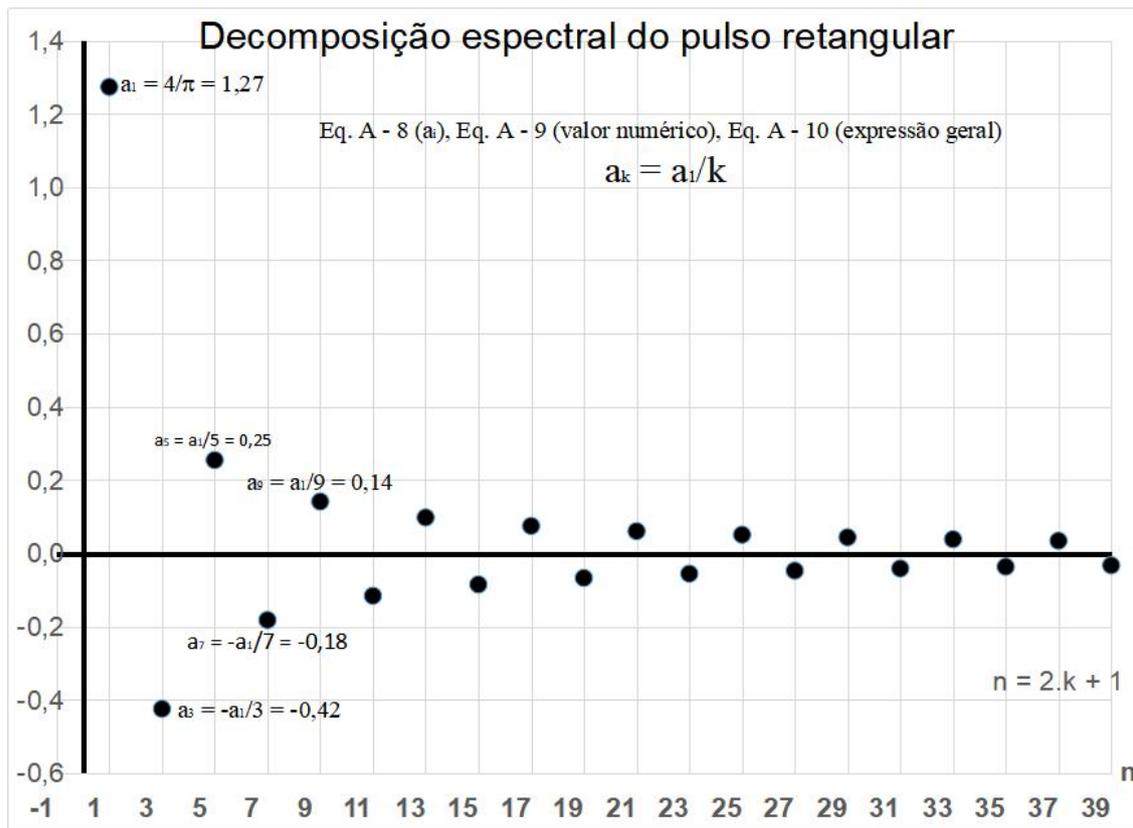


Figura A-6 Representação espectral da equação Eq. A-9

Para facilitar a compreensão de Eq. A-10, o gráfico espectral mostrado na Figura A-6, está apresentado o gráfico destas funções em Figura A-7. Enquanto em Figura A-6 é mostrada a amplitude das funções cosseno, em Figura A-7 é apresentada a variação das funções ao longo do período, cuja soma reproduz a função apresentada em Figura A-5. No gráfico mostrado na Figura A-7 estão em destaque as componentes $n = 1$, $n = 3$, $n = 5$ e $n = 9$, mas, para facilitar a visualização, a Figura A-8 mostra as mesmas funções apresentadas na Figura A-7 deslocadas no eixo “y”. É importante observar que a amplitude das funções com $n = 1$ e $n = 3$ tem sinais opostos em Figura A-6, ou seja, a função cosseno para $n = 1$ tem ângulo de fase nulo e a função cosseno para $n = 3$ tem ângulo de fase igual à 180° , com pode ser visto em Figura A-7 e Figura A-8, mas não é considerado ângulo de fase entre as equações porque não têm a mesma frequência.

Na Figura A-9 reproduz a soma dos gráficos mostrados na Figura A-9, onde é mostrada através dos gráficos, uma forma fácil para entender a influência da componente fundamental e as componentes com frequências múltiplas na composição da função primitiva, a função que foi decomposta em funções trigonométricas. Estes gráficos foram compostos a partir da componente fundamental “ $n = 1$ ” e as suas

respectivas somas com as componentes múltiplas, ou seja, os seguintes grupos de soma: $(n = 1, 3)$, $(n = 1, 3, 5)$, $(n = 1, 3, 5, 7)$, $(n = 1, 3, 5, 7, 9)$, $(n = 1, 3, 5, 7, 9, 11)$, $(n = 1, 3, 5, 7, 9, 11, 13)$, $(n = 1, 3, 5, 7, 9, 11, 13, 15)$, $(n = 1, 3, 5, 7, 9, 11, 13, 15, 17)$ e $(n = 1, 3, 5, 7, 9, 11, 13, 15, 17, 19)$. As componentes das maiores frequências produzem os contornos, logo estão relacionadas à precisão, e ao início dos movimento. As funções com os componentes com as maiores frequências chegam, primeiro, aos seus respectivos valores máximos.

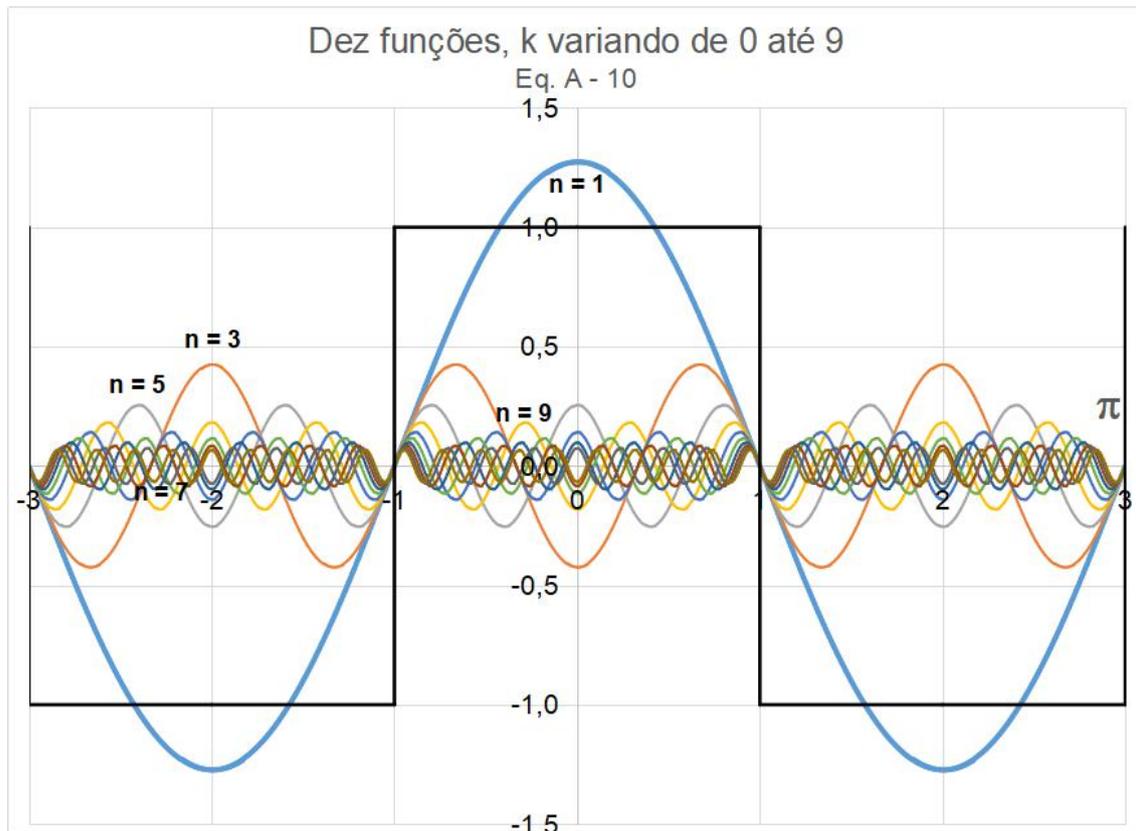


Figura A-7 Representação das funções periódicas escritas em Eq. A-9 e Eq. A-10

Na Figura A-10 apresenta um conjunto de gráficos montados a partir da função primitiva do impulso retangular e as componentes são retiradas a partir da fundamental, $n = 1$. Então, facilmente é observado o gráfico os resultados de (Primitiva P - $n = 1$). As outras diferenças são: (P - $n = 1, 3$), (P - $n = 1, 3, 5$), (P - $n = 1, 3, 5, 7$), (P - $n = 1, 3, 5, 7, 11$), (P - $n = 1, 3, 5, 7, 11, 13$), (P - $n = 1, 3, 5, 7, 9, 11, 13, 15$), (P - $n = 1, 3, 5, 7, 9, 11, 13, 15, 17$) e (P - $n = 1, 3, 5, 7, 9, 11, 13, 15, 17, 19$), logo, a soma sem a função fundamental (P - $n = 1$) é mantido os contornos. Então, para o fortalecimento muscular deve incluir no movimento flexão e extensão, em sua frequência fundamental, os movimentos rápidos com o músculo estendido e com o músculo contraído. Convém

destacar que o movimento atagônico tem ângulo de fase 180° em relação ao seu movimento anagônico, um inicia o movimento enquanto o outro finaliza.

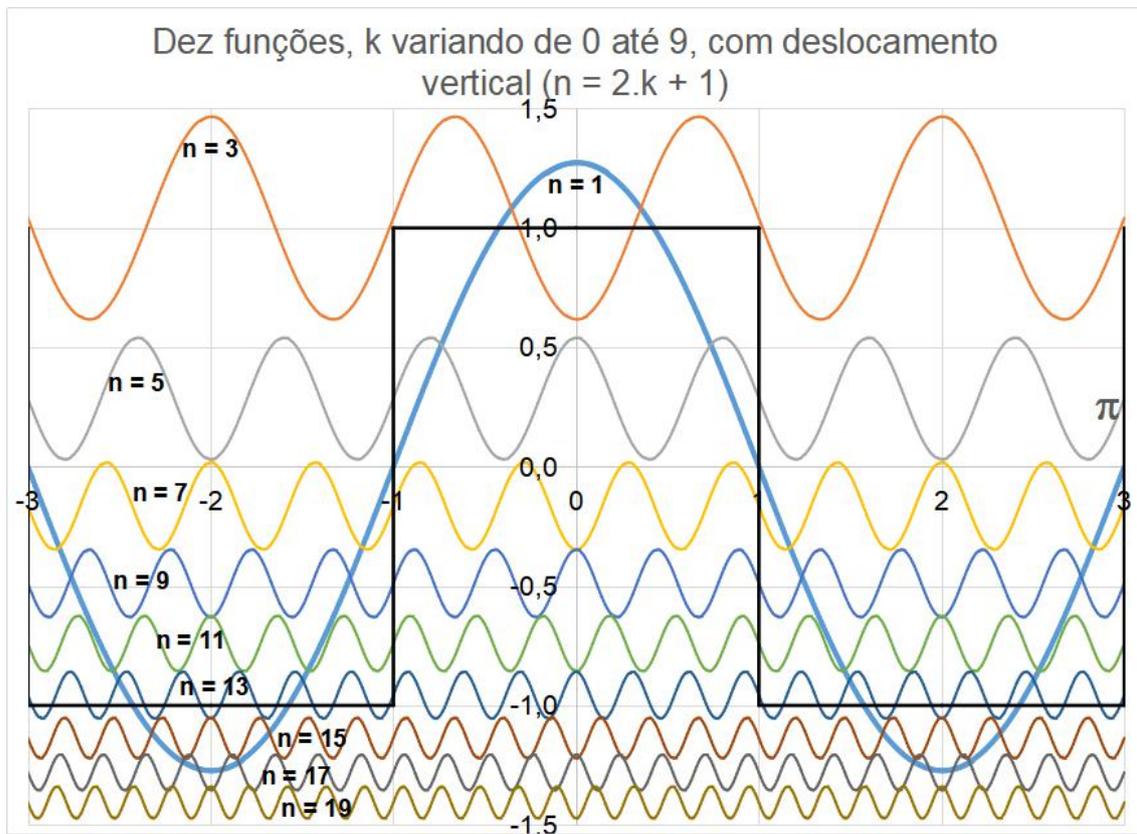


Figura A-8 Representação das funções periódicas escritas em Eq. A-9 e Eq. A-10, com deslocamento no eixo y

A função periódica pode ser considerada uma fonte periódico de tensão ou de corrente ligada às extremidades de um resistor, então, a potência média pode ser calculada considerando uma resistência normalizada de 1Ω através da equação Eq. A-11. É importante lembrar que $P = V.I$, $V = R.I$ implicando que $P = (R = 1).I^2 = I^2$ se a função for considerada corrente ou $I = V/R$ implicando que $P = .V^2/(R = 1) = V^2$ se a função for considerada tensão.

$$P = \frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} |f_p(x)|^2 dx \quad (\text{A-11})$$

A potência de um sinal periódico é dado pela expressão Eq. A-11. Substituindo a expressão Eq. A-7 à expressão Eq. A-11 obtém o valor unitário. A função periódica $A.\cos(n.\omega.x+\theta)$ aplicada a expressão Eq. A-11 obtém a expressão Eq. A-12, então, a potência do sinal, dado pela expressão Eq. A-10 é soma infinita mostrada pela expressão Eq. A-13, que é unitária e representa 100% da soma infinita da potência de

todos os espectros apresentados em Figura A-6 e Figura A-7, cujos valores numéricos das 11 (onze) primeiras componentes estão em Eq. A-14.

$$P_n = \frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} (A \cdot \cos(n \cdot \omega \cdot x + \theta))^2 dx = \frac{A^2}{2} \quad (\text{A-12})$$

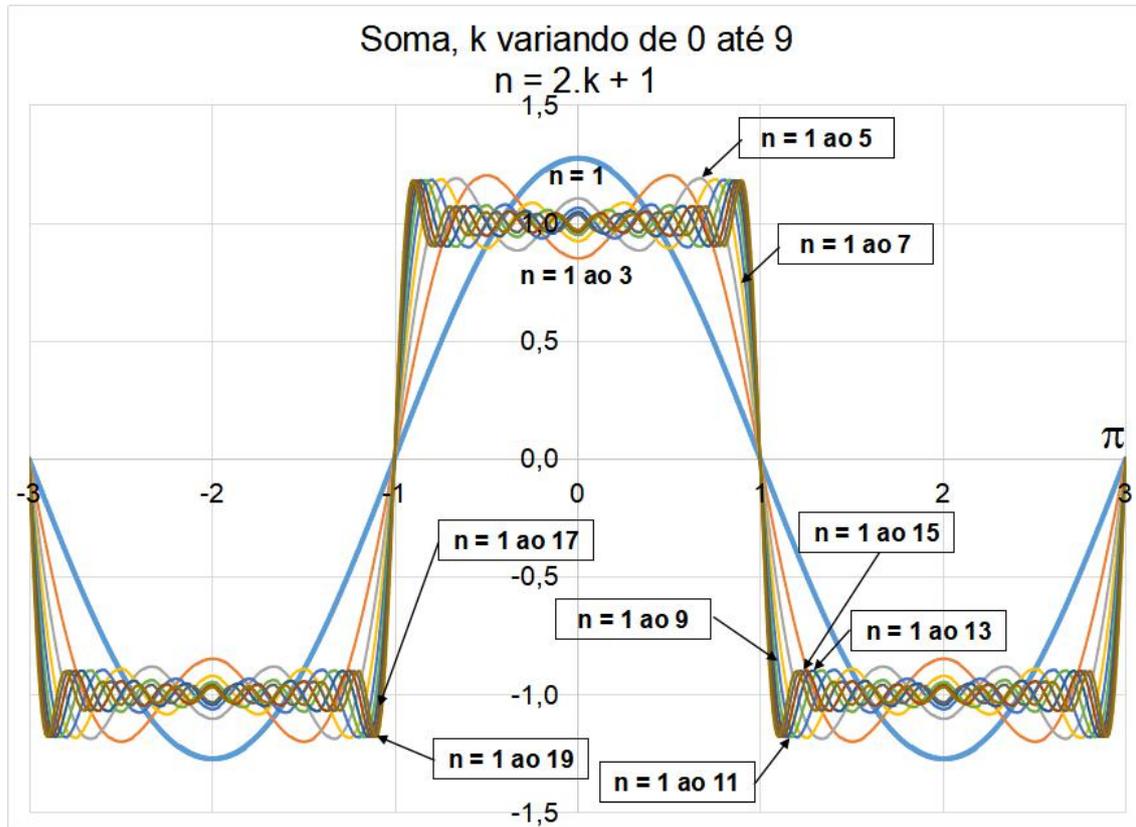


Figura A-9 Representação da soma combinada das funções periódica a partir da frequência fundamental

$$P(g(x)) = \left(\frac{8}{\pi^2} \cdot \sum_{k=0}^{\infty} \frac{1}{(2.k+1)^2} \right) = 1 \quad (\text{A-13})$$

$$P(g(x)) = 1 \approx (81,06 + 9,01 + 3,24 + 1,65 + 1,00 + 0,67 + 0,48 + 0,36 + 0,28 + 0,22 + 0,18)/100 \quad (\text{A-14})$$

O gráfico apresentado na Figura A-11 mostra a potência espectral dos valores que incluem as parcelas apresentadas em Eq. A-14, então, os exercícios para o fortalecimento muscular devem considerar o importante valor da potência da componente de menor frequência sobre a soma de todas as componentes de maior frequência. nesse exemplo 81% da potência deve a ação do movimento da componente

da frequência fundamental e 9% da componente com frequência três vezes maior do que a fundamental, que tem mais influência no início e final do movimento.

Os músculos voluntários podem ser bem representado por um sistema não linear

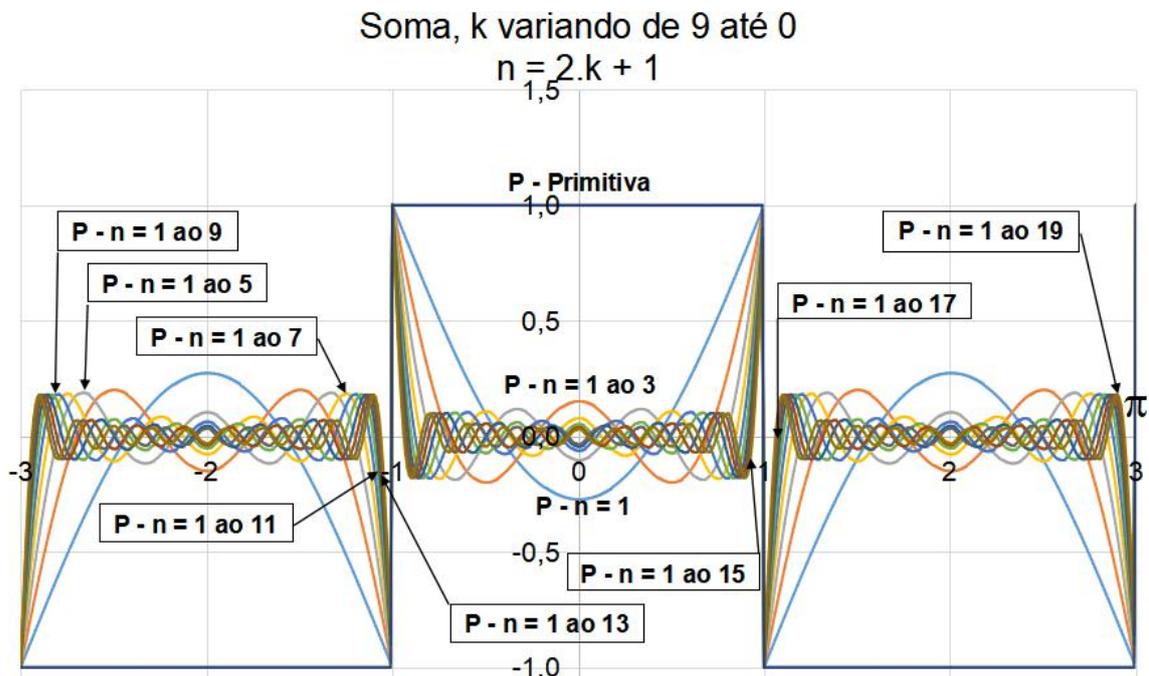


Figura A-10 Representação da soma combinada das funções periódica a partir da maior frequência

distribuído, com um número finito de fibras, porém, os músculos voluntários que movimentam o esqueleto podem ser considerados concentrados, o movimento dos ossos podem ser bem representados por um sistema concentrado. Para pequena mudança da potência muscular, pode-se aplicar um modelo linear sem mudança significativa na interpretação dos resultados. É importante lembrar que os músculos formam um sistema não linear, distribuído e formado por um número finito de fibras, mas os músculos esquelético movimentam um sistema concentrado e o modelo matemático apresentado é uma decomposição de um sistema linear, concentrado, com um número infinito de termos.

No resultado numérico mostrado em Eq. A-14, os cinco primeiros termos da soma representam 96% da potência do sistema, enquanto que o primeiro termo da soma representa 81% da potência do sistema, logo 19% da potência do sistema representa a contribuição das maiores frequências. Pela Eq. A-12, o acréscimo de 10% na amplitude do movimento representa um acréscimo de 20% nas potências em seus respectivos espectros, conforme Eq. A-15, logo, um pequeno estímulo vicioso de um dos componentes espectral de maior frequência pode causar um importante desequilíbrio na

distribuição de potência entre suas componente. Os movimentos viciosos intensos devido ao trabalho excessivo pode causar desequilíbrio e em consequência a tendinite. Os meios mais viscosos amortecem os movimentos musculares das componentes com maiores frequências, logo, a hidrogenástica é muito importante para amortecer os estímulos das componentes de maior frequência, devido à viscosidade da água, e privilegiando os estímulos dos componentes com menor frequência.

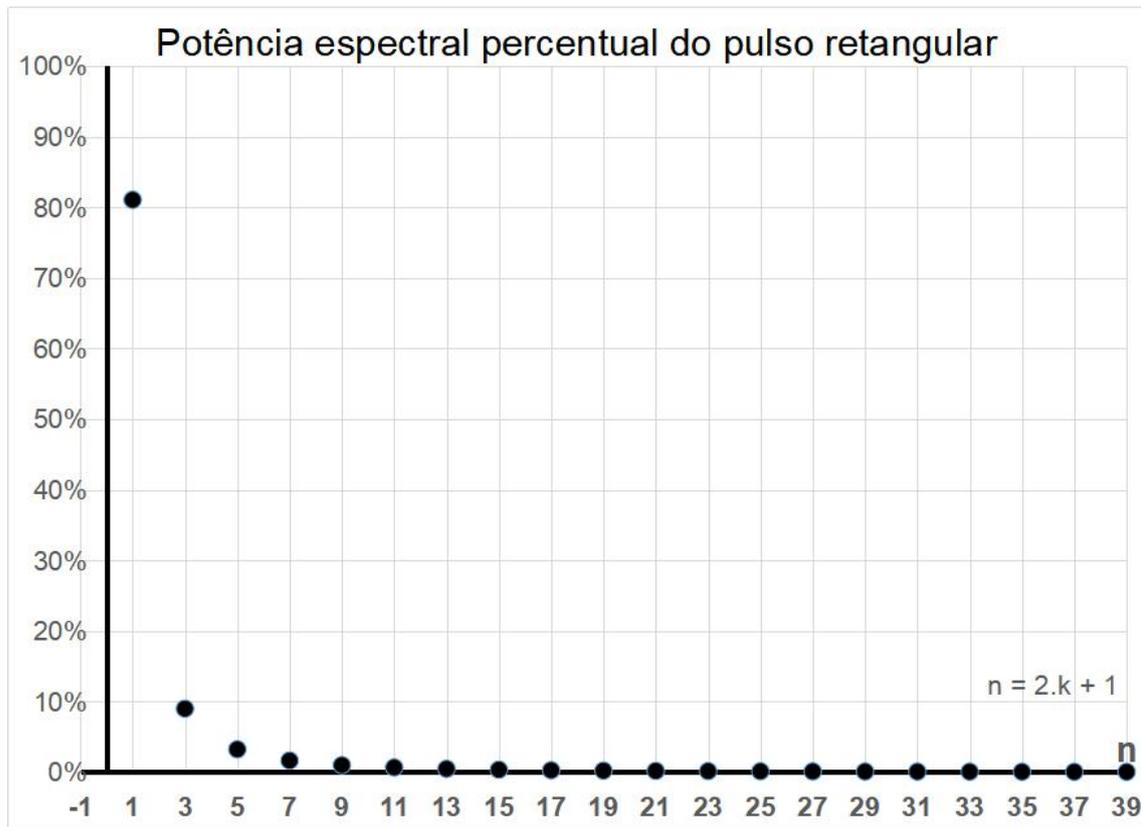


Figura A-11 Espectro da potência percentual do sinal mostrado em Figura A-5

$$(1,1.A)^2/2 = 1,21.A^2/2 \tag{A-15}$$

A.3 Decomposição de funções não periódicas

Substituindo Eq. A-5 e Eq. A-6 em Eq. A-8 para encontrar $g(x)$ Eq. A-15, para obter Eq. A-16. Considerando a expressão Eq. A-17, a expressão Eq. A-16 pode ser escrita como Eq. A-18. Considerando o segundo somatório com n negativo, $c_n^* = c_{-n}$ e $a_0/2 = c_0$, a série de Fourier pode ser escrita, na forma exponencial, como Eq. A-19. Substituindo as expressões de cálculo de a_n e b_n , mostradas em Eq. A-8, na expressão Eq. A-17 obtém-se c_n escrito em Eq. A-20, considerando $\omega_0 = 2.\pi/T_0$, salientando-se que o cálculo de a_0 pode ser incorporado à expressão Eq. A-20. Em resumo, as equações exponenciais escritas em Eq. A-21 substituem as em Eq. A-8.

$$g_p(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} \left(a_n \cdot \frac{1}{2} \cdot (e^{j.n.\omega_0.t} + e^{-j.n.\omega_0.t}) + b_n \cdot \frac{-j}{2} \cdot (e^{j.n.\omega_0.t} - e^{-j.n.\omega_0.t}) \right) \quad (\text{A-16})$$

$$g_p(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} \left(\frac{a_n - j.b_n}{2} \cdot e^{j.n.\omega_0.t} + \frac{a_n + j.b_n}{2} \cdot e^{-j.n.\omega_0.t} \right) \quad (\text{A-17})$$

$$c_n = (a_n - j.b_n)/2 \rightarrow c_n^* = (a_n + j.b_n)/2 \quad (\text{A-18})$$

$$g_p(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} (c_n \cdot e^{j.n.\omega_0.t} + c_n^* \cdot e^{-j.n.\omega_0.t}) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} c_n \cdot e^{j.n.\omega_0.t} + \sum_{n=1}^{\infty} c_n^* \cdot e^{-j.n.\omega_0.t} \quad (\text{A-19})$$

$$g_p(x) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} c_n \cdot e^{j.n.\omega_0.t} \quad (\text{A-20})$$

$$c_n = \frac{\int_{-\frac{T_0}{2}}^{\frac{T_0}{2}} g_p(x) \cdot \cos(n.\omega_0.x) dx - j \cdot \int_{-\frac{T_0}{2}}^{\frac{T_0}{2}} g_p(x) \cdot \text{sen}(n.\omega_0.x) dx}{T_0} = \frac{1}{T_0} \cdot \int_{-\frac{T_0}{2}}^{\frac{T_0}{2}} g_p(x) \cdot e^{-j.n.\omega_0.x} dx \quad (\text{A-21})$$

$$g_p(x) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} c_n \cdot e^{j.n.\omega_0.t} \quad (\text{A-22})$$

$$c_n = \frac{1}{T_0} \cdot \int_{-\frac{T_0}{2}}^{\frac{T_0}{2}} g_p(x) \cdot e^{-j.n.\omega_0.x} dx$$

No intervalo real fechado $[x_a, x_b]$, as funções $f(x)$ e $f_p(x)$ mostradas em Figura A-12 são idênticas, porém a função $f(x)$ é não periódica no intervalo real aberto $]-\infty, \infty[$, enquanto a função $f_p(x)$ é periódica no mesmo intervalo real aberto $]-\infty, \infty[$. Por ser periódica é possível aplicar a série de Fourier, Eq. A-8, para decompor a função $f_p(x)$, usando o intervalo real periódico $[x_a, x_a + T_0]$ e aplicar como modelo da função $f(x)$ no intervalo real $[x_a, x_a + T_0]$. Na Eq. A-21 pode-se substituir $n.\omega_0$ por ω_n e c_n por G_n para obter as expressões Eq. A-22. Substituindo nas expressões Eq. A-22 G_n por $G(\omega_n)/T_0$ e $1/T_0$ por $\omega_0/(2.\pi)$ para obter as expressões Eq. A-23, que em descrição simplificada, obtém-se as equações da transformada de Fourier, em Eq. A-24, fazendo $T_0 \rightarrow \infty$, $\omega_0 = 2.\pi/T_0 \rightarrow 0$ e $\omega = \omega_n$. A transformada de Fourier pode ser aplicada para decompor funções periódicas ou não periódicas.

$$g_p(x) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} G_n \cdot e^{j.\omega_n.x} \quad (\text{A-23})$$

$$G_n = \frac{1}{T_0} \int_{x_a}^{x_a+T_0} g_p(x) \cdot e^{-j.\omega_n.x} dx$$

$$g_p(x) = \frac{1}{2\pi} \sum_{n=-\infty}^{\infty} G(\omega_n) e^{(j\omega_n \cdot x)} \cdot \omega_0 \quad (\text{A-24})$$

$$G(\omega_n) = \int_{x_a}^{x_a+T_0} g_p(x) e^{(-j\omega_n \cdot x)} dx$$

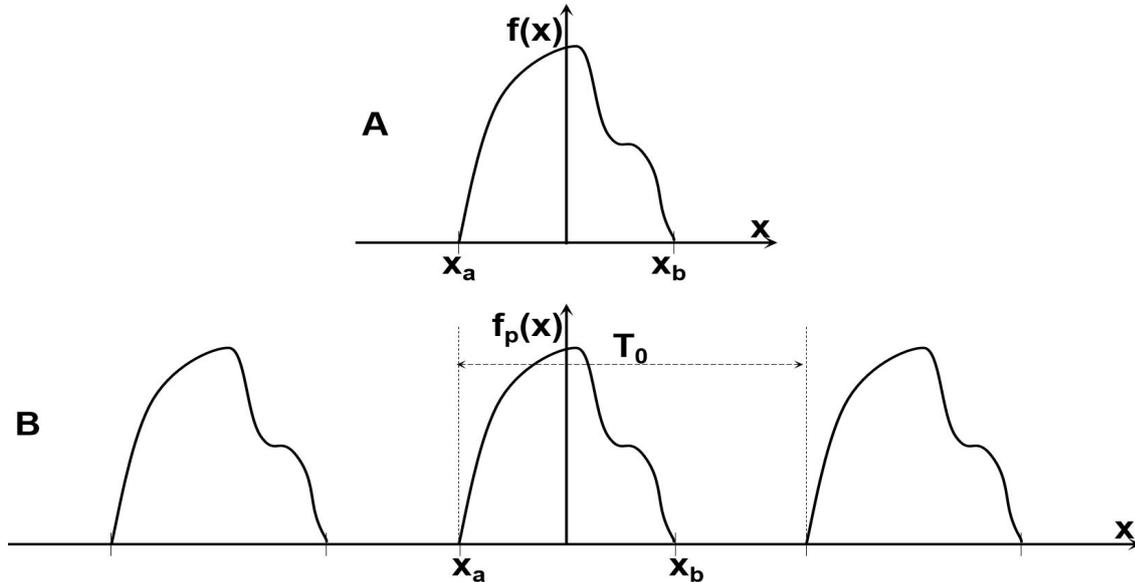


Figura A-12 A - função não periódica, B - função periódica

A função primitiva $f(x)$ escrita com letra minúscula, com variável independente x , e sua correspondente transformada de Fourier $F(\omega)$, escrita com letra maiúscula e variável independente ω . A Tabela A-1 mostra diversas operações realizadas com a

Tabela A-1 Funções no domínio x e seus espectros no domínio da frequência ω

Item	Domínio de x	Domínio de ω
	$f(x)$	$F(\omega)$
1.1	$f_{1.1}(x) = \mathfrak{I}^{-1}(F_{1.1}(\omega)) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F_{1.1}(\omega) \cdot e^{(j\omega \cdot x)} d\omega$	$F_{1.1}(\omega) = \mathfrak{I}(f_{1.1}(x)) = \int_{-\infty}^{\infty} f_{1.1}(x) \cdot (e^{(-j\omega \cdot x)}) dx$
1.2	$f_{1.2}(x) = \mathfrak{I}^{-1}(F_{1.2}(\omega)) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F_{1.2}(\omega) \cdot e^{(j\omega \cdot x)} d\omega$	$F_{1.2}(\omega) = \mathfrak{I}(f_{1.2}(x)) = \int_{-\infty}^{\infty} f_{1.2}(x) \cdot (e^{(-j\omega \cdot x)}) dx$
1.3	$f_{1.3}(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f_{1.1}(z) \cdot f_{1.2}(x-z) dz$ $f_{1.3}(x) = f_{1.1}(x) * f_{1.2}(x) = f_{1.2}(x) * f_{1.1}(x) = \mathfrak{F}^{-1} F_{1.3}(\omega)$	$F_{1.3}(\omega) = F_{1.1}(\omega) \cdot F_{1.2}(\omega) = \mathfrak{F} f_{1.3}(x)$
1.4	$f_{1.4}(x) = f_{1.1}(x) \cdot f_{1.2}(x) = \mathfrak{F}^{-1} F_{1.4}(\omega)$	$F_{1.4}(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F_1(u) \cdot F_2(\omega-u) du = \frac{1}{2\pi} = \mathfrak{I} f_4(x)$ $2\pi \cdot F_{1.4}(\omega) = F_{1.1}(\omega) * F_{1.2}(\omega) = F_{1.2}(\omega) * F_{1.1}(\omega)$

transformada de Fourier. A transformada de Fourier pode ser apresentada em um em dois gráficos, Módulo e Ângulo ou Parte real e Parte imaginária.

Tabela A-1 Funções no domínio x e seus espectros no domínio da frequência ω

(continuação - 2)

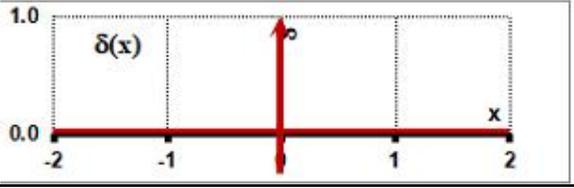
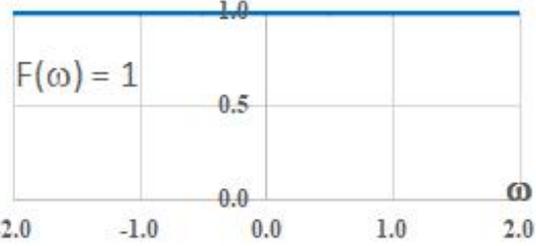
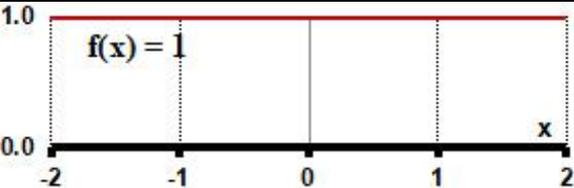
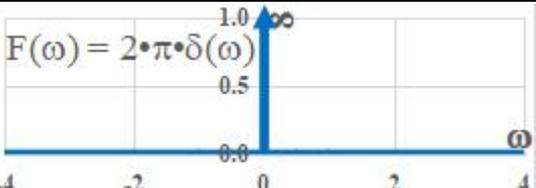
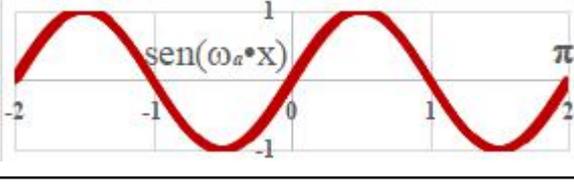
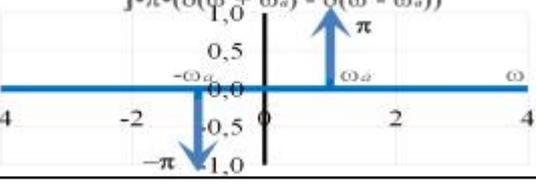
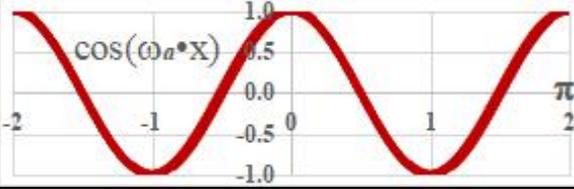
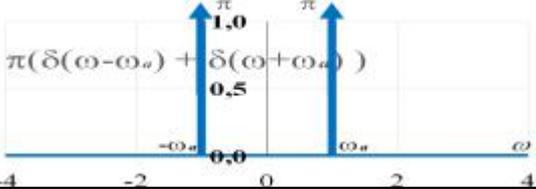
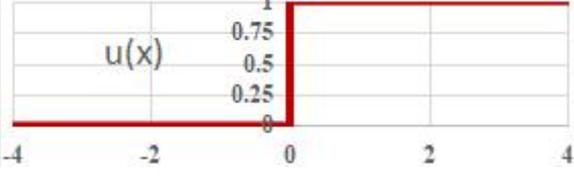
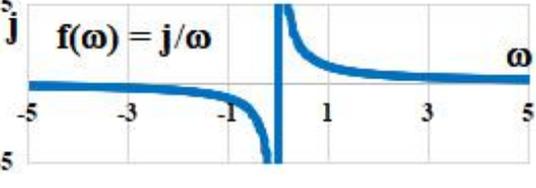
Item	Domínio de x	Domínio de ω
1.5	 <p>Figura I-36 Delta de Dirac</p> <p>Eq. I-26 $f_{1.5}(x) = \delta(x)$</p>	 <p>$F_{1.5}(\omega) = 1$</p>
1.6	 <p>$f_{1.6}(x) = 1$ Função unitária</p>	 <p>$F_{1.6}(\omega) = 2 \cdot \pi \cdot \delta(\omega)$</p>
1.7	 <p>$f_{1.7}(x) = \text{sen}(\omega_a \cdot x)$</p>	 <p>$F_{1.7}(\omega) = j \cdot \pi \cdot (\delta(\omega + \omega_a) - \delta(\omega - \omega_a))$</p>
1.8	 <p>$f_{1.8}(x) = \text{cos}(\omega_a \cdot x)$</p>	 <p>$F_{1.8}(\omega) = \pi \cdot (\delta(\omega - \omega_a) + \delta(\omega + \omega_a))$</p>
1.9	 <p>$f_{1.9}(x) = u(x)$ Degrau unitário</p>	 <p>$F_{1.9}(\omega) = \pi \cdot \delta(\omega) - j/\omega$</p>

Tabela A-1 Funções no domínio x e seus espectros no domínio da frequência ω

(continuação - 4)

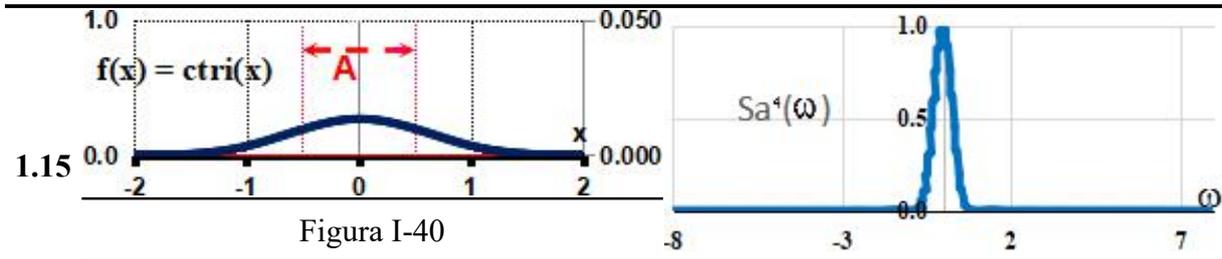


Figura I-40

Eq. I-32

$$f_{1.15}(x) = \text{ctri}(x)$$

$$F_{1.13}(\omega) = \text{Sa}^4(a \cdot \omega)$$

Obs.

• - Multiplicação

* - Convolução

$$j = i = \sqrt{-1}$$

$$g(x) = \mathfrak{F}^{-1}(G(\omega)) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} G(\omega) e^{j\omega x} d\omega \quad (\text{A-25})$$

$$G(\omega) = \mathfrak{F}(g(x)) = \int_{-\infty}^{\infty} g(x) e^{-j\omega x} dx$$

- **Item – 1.1** – A função $f_{1.1}(x)$, na primeira coluna, é a transformada inversa de Fourier da função $F_{1.1}(\omega)$. A função $F_{1.1}(\omega)$, na segunda coluna, é a transformada de Fourier da função $f_{1.1}(x)$.
- **Item – 1.2** – A função $f_{1.2}(x)$, na primeira coluna, é transformada inversa de Fourier da função $F_{1.2}(\omega)$. A função $F_{1.2}(\omega)$, na segunda coluna, é a transformada de Fourier da função $f_{1.2}(x)$.
- **Item – 1.3** – A função $f_{1.3}(x)$, na primeira coluna, é a convolução das funções $f_{1.1}(x)$ e $f_{1.2}(x)$ com sua comutatividade. A função $F_{1.3}(\omega)$, na segunda coluna, é a transformada de Fourier da função $f_{1.3}(x)$ e é produto das funções $F_{1.1}(\omega)$ e $F_{1.2}(\omega)$, que são as respectivas transformadas de Fourier das funções $f_{1.1}(x)$ e $f_{1.2}(x)$.
- **Item – 1.4** – A função $f_{1.4}(x)$, na primeira coluna, é o produto das funções $f_{1.1}(x)$ e $f_{1.2}(x)$, que são as respectivas transformadas inversas de Fourier das funções $F_{1.1}(\omega)$ e $F_{1.2}(\omega)$. A função $F_{1.4}(\omega)$, na segunda coluna, é a transformada de Fourier da função $f_{1.4}(x)$ assim como a convolução das funções $F_{1.1}(\omega)$ e $F_{1.2}(\omega)$ e sua comutatividade.
- **Item – 1.5** – A função $f_{1.5}(x)$, na primeira coluna, é delta de Dirac Eq. IV-16 e, conforme gráfico, Figura I-36. A função $F_{1.5}(\omega)$, na segunda coluna, é a transformada de Fourier da função $f_{1.5}(x)$ e é unitária qualquer que seja o valor real em ω , veja gráfico. Como a convolução das funções no domínio real em x é a

transformada inversa de Fourier, do produto de suas respectivas transformadas de Fourier, Item - 1.3, então, a função delta de Dirac, a função impulso, no domínio real em x , é o elemento neutro na convolução no domínio real em x .

- **Item – 1.6** – A função $f_{1.6}(x)$, na primeira coluna, é unitária qualquer que seja o valor real em x , veja gráfico. A função $F_{1.6}(\omega)$, na segunda coluna, é transformada de Fourier da função $f_{1.6}(x)$ e é delta de Dirac no domínio real em ω , veja gráfico. Como a convolução das funções no domínio real em ω é a transformada de Fourier, do produto de suas respectivas funções, no domínio real em x , ver Item - 1.4, então, a função delta de Dirac, a função impulso, no domínio real em ω , é o elemento neutro na convolução no domínio real em ω .
- **Item – 1.7** – A função $f_{1.7}(x)$, na primeira coluna, é a função periódica $\text{sen}(\omega_a x)$, no domínio real em x . A função $F_{1.7}(\omega)$, na segunda coluna, é a transformada de Fourier da função $f_{1.7}(x)$. A função $f_{1.7}(x)$ é real ($f_{1.7}(x) = \overline{f_{1.7}(x)}$), ímpar ($f_{1.7}(x) = -f_{1.7}(-x)$) e periódica ($f_{1.7}(x) = f_{1.7}(x+T_0)$), e a função $F_{1.7}(\omega)$ é imaginária ($F_{1.7}(\omega) = -\overline{F_{1.7}(\omega)}$), ímpar ($F_{1.7}(\omega) = -\overline{F_{1.7}(-\omega)}$) e discreta, veja gráfico e expressão. É importante observar que em $F_{1.7}(\omega)$ só existe valor para a frequência ω_a e sua simétrica $-\omega_a$.
- **Item – 1.8** – A função $f_{1.8}(x)$, na primeira coluna, é a função periódica $\text{cos}(\omega_a x)$, no domínio real em x . A função $F_{1.8}(\omega)$, na segunda coluna, é a transformada de Fourier da função $f_{1.8}(x)$. A função $f_{1.8}(x)$ é real ($f_{1.8}(x) = \overline{f_{1.8}(x)}$), par ($f_{1.8}(x) = f_{1.8}(-x)$) e periódica ($f_{1.8}(x) = f_{1.8}(x+T_0)$), e a função $F_{1.8}(\omega)$ é real ($F_{1.8}(\omega) = \overline{F_{1.8}(\omega)}$), par ($F_{1.8}(\omega) = F_{1.8}(-\omega)$) e discreta, veja gráfico e expressão. É importante observar que em $F_{1.8}(\omega)$ só existe valor para a frequência ω_a e sua simétrica $-\omega_a$.
- **Item – 1.9** – A função $f_{1.9}(x)$, na primeira coluna, é a função degrau unitário, no domínio real em x (nula para $x < 0$ e unitária para $x \geq 0$). A função $F_{1.9}(\omega)$, na segunda coluna, é a transformada de Fourier da função $f_{1.9}(x)$. A função $f_{1.9}(x)$ é real ($f_{1.9}(x) = \overline{f_{1.9}(x)}$), ímpar ($f_{1.9}(x) = -f_{1.9}(-x)$) e não periódica, e a função $F_{1.9}(\omega)$ é complexa com parte imaginária par, contínua e parte imaginária discreta, veja gráfico da parte imaginária ($(F_{1.9}(\omega) = \overline{F_{1.9}(\omega)})/2$) e expressão.

- **Item – 1.10** – A função $f_{1.10}(x)$, na primeira coluna, é o produto da função degrau unitário (Item - 1.9) pela função periódica $\text{sen}(\omega_a x)$ (Item - 1.7), no domínio real em x . A função $F_{1.10}(\omega)$, na segunda coluna, é a transformada de Fourier da função $f_{1.10}(x)$. A função $f_{1.10}(x)$ é real ($f_{1.10}(x) = \overline{f_{1.10}(x)}$) e não periódica, e a função $F_{1.10}(\omega)$ é complexa com parte real par, contínua e parte imaginária ímpar e discreta, veja gráfico e expressão. É importante observar que $F_{1.10}(\omega)$ tem uma parcela contínua acrescentada, em relação à transformada de Fourier da função periódica $f_{1.7}(x)$ (Item - 1.7).
- **Item – 1.11** – A função $f_{1.11}(x)$, na primeira coluna, é o produto da função degrau unitário (Item - 1.9) pela função periódica $\text{cos}(\omega_a x)$ (Item - 1.8), no domínio real em x . A função $F_{1.11}(\omega)$, na segunda coluna, é a transformada de Fourier da função $f_{1.11}(x)$. A função $f_{1.11}(x)$ é real ($f_{1.11}(x) = \overline{f_{1.11}(x)}$) e não periódica, e a função $F_{1.11}(\omega)$ é complexa com parte real par, discreta e parte imaginária ímpar e contínua, veja gráfico e expressão. É importante observar que $F_{1.11}(\omega)$ tem uma parcela contínua acrescentada, em relação à transformada de Fourier da função periódica $f_{1.7}(x)$ (Item - 1.7).
- **Item – 1.12** – A função $f_{1.12}(x)$, na primeira coluna, é um impulso retangular, Eq. I-27, Figura I-37, no domínio real em x . A função $F_{1.12}(\omega)$, na segunda coluna, é a transformada de Fourier da função $f_{1.12}(x)$. A função $f_{1.12}(x)$ é real ($f_{1.12}(x) = \overline{f_{1.12}(x)}$) e não periódica, e a função $F_{1.12}(\omega)$ é real par e contínua, veja gráfico e expressão. $F_{1.12}(\omega) = \text{sen}(a\omega)/(a\omega) = \text{Sa}(a\omega)$, $\text{Sa}(0) = 1$. É importante observar que $F_{1.12}(\omega)$ tem o primeiro zero em $|\omega| = 2\pi/A$ e, para valores de $|\omega| > 2\pi/A$, a função $F_{1.12}(\omega)$ tem importante atenuação, por isto, a função $f_{1.12}(x)$ é considerada filtro passa baixa. O uso desta função na convolução atenua severamente as componentes de alta frequência, pois, a transformada de Fourier da convolução de duas funções é o produto de suas respectivas transformadas de Fourier (Item – 1.3). Então, este filtro é usado na média móvel, para obter a curva de tendência, e usado no tratamento de imagens para retirada de bordas e transições abruptas. Veja em Figura A-8, que a adição dos componentes com maior frequências restaura as bordas da função pulso.
- **Item – 1.13** – A função $f_{1.13}(x)$, Eq. I-28, na primeira coluna, é um impulso triangular, resultante da convolução das funções $f_{1.12}(x)$ e $f_{1.12}(x)$, Eq. I-28,

Figura I -38, no domínio real em x . A função $F_{1.13}(\omega)$, na segunda coluna, é a transformada de Fourier da função $f_{1.13}(x)$ e é o quadrado de $F_{1.12}(\omega)$ ($F_{1.12}^2(\omega)$). A função $f_{1.13}(x)$ é real ($f_{1.13}(x) = \overline{f_{1.13}(x)}$) e não periódica, e a função $F_{1.13}(\omega)$ é real par e contínua, veja gráfico e expressão. $F_{1.13}(\omega) = (\text{sen}(a.\omega)/(a.\omega))^2 = Sa^2(a.\omega)$, $Sa^2(0) = 1$. É importante observar que $F_{1.13}(\omega)$ tem o primeiro zero em $|\omega| = 2.\pi/A$ e, para valores de $|\omega| > 2.\pi/A$, a função $F_{1.13}(\omega)$ tem atenuação maior do que a função $F_{1.12}(\omega)$, por isto, a função $f_{1.13}(x)$ é considerada filtro passa baixa. O uso desta função na convolução atenua severamente as componentes de alta frequência, pois, a transformada de Fourier da convolução de duas funções é o produto de suas respectivas transformadas de Fourier (Item – 1.3). Então, este filtro é usado na média móvel ponderada, para obter a curva de tendência, e usado no tratamento de imagens para retirada de bordas e transições abruptas.

- **Item – 1.14** – A função $f_{1.14}(x)$, Eq. I-30, na primeira coluna, é um impulso quadrático, resultante da convolução das funções $f_{1.12}(x)$ e $f_{1.13}(x)$, Eq. I-29, Figura I -39, no domínio real em x . A função $F_{1.14}(\omega)$, na segunda coluna, é a transformada de Fourier da função $f_{1.14}(x)$ e é o cubo de $F_{1.12}(\omega)$ ($F_{1.12}^3(\omega)$). A função $f_{1.14}(x)$ é real ($f_{1.14}(x) = \overline{f_{1.14}(x)}$) e não periódica, e a função $F_{1.14}(\omega)$ é real par e contínua, veja gráfico e expressão. $F_{1.14}(\omega) = (\text{sen}(a.\omega)/(a.\omega))^3 = Sa^3(a.\omega)$, $Sa^3(0) = 1$. É importante observar que $F_{1.14}(\omega)$ tem o primeiro zero em $|\omega| = 2.\pi/A$ e, para valores de $|\omega| > 2.\pi/A$, a função $F_{1.14}(\omega)$ tem atenuação maior do que a função $F_{1.13}(\omega)$, por isto, a função $f_{1.14}(x)$ é considerada filtro passa baixa. O uso desta função na convolução atenua severamente as componentes de alta frequência, pois, a transformada de Fourier da convolução de duas funções é o produto de suas respectivas transformadas de Fourier (Item – 1.3). Então, este filtro é usado no tratamento de imagens para retirada de bordas e transições abruptas.
- **Item – 1.15** – A função $f_{1.15}(x)$, Eq. I-32, na primeira coluna, é um impulso cúbico, resultante da convolução das funções $f_{1.12}(x)$ e $f_{1.14}(x)$, Eq. I-31, Figura I -40, no domínio real em x . A função $F_{1.15}(\omega)$, na segunda coluna, é a transformada de Fourier da função $f_{1.15}(x)$ e é a quarta potência de $F_{1.12}(\omega)$ ($F_{1.12}^4(\omega)$). A função $f_{1.15}(x)$ é real ($f_{1.15}(x) = \overline{f_{1.15}(x)}$) e não periódica, e a função $F_{1.15}(\omega)$ é real par e contínua, veja gráfico e expressão. $F_{1.15}(\omega) = (\text{sen}(a.\omega)/(a.\omega))^4 = Sa^4(a.\omega)$, $Sa^4(0) = 1$. É importante observar que $F_{1.15}(\omega)$ tem o primeiro zero em $|\omega| = 2.\pi/A$

e, para valores de $|\omega| > 2.\pi/A$, a função $F_{1.15}(\omega)$ tem atenuação maior do que a função $F_{1.13}(\omega)$, por isto, a função $f_{1.15}(x)$ é considerada filtro passa baixa. O uso desta função na convolução atenua severamente as componentes de alta frequência, pois, a transformada de Fourier da convolução de duas funções é o produto de suas respectivas transformadas de Fourier (Item – 1.3). Então, este filtro é usado no tratamento de imagens para retirada de bordas e transições abruptas.

A.4 Uso da decomposição de função em séries temporais

A.4.1 Propriedades de periodicidade da transformada de Fourier

A decomposição em série de Fourier pode ser aplicado às funções periódicas de domínio contínuo ou discreto, assim como, funções não periódicas com domínio limitado como soma ponderada de senoides complexas com frequências múltiplas inteiras da frequência fundamental, Eq. A-22. A transformada de Fourier pode ser aplicado as funções com domínio real, Eq. A-25, e é muito útil na análise analítica de muitos modelos matemáticos, em especial, o modelo aplicado nesse trabalho.

Tabela A 2 Propriedades de periodicidade da transformada de Fourier

Domínio de x	Domínio da frequência ω
Contínuo	Não periódico
Discreto	Periódico
Periódico	Discreto
Não periódico	Contínuo

As propriedades da transformada de Fourier é importante na compreensão e uso do modelo matemático. A Tabela A-2 mostra as propriedades de periodicidade das transformadas de Fourier. A aplicação numérica de um modelo analítico sempre causa discretização de seu domínio e, em consequência, a discretização de sua imagem. Ou seja, como este trabalho trata de imagens digitalizadas, no domínio da frequência “ ω ” é uma função periódica e o período, em “ ω_T ”, é dado pela expressão Eq. A-26, por outro lado, a construção numérica da transformada de Fourier é discretizada em “ $\Delta\omega$ ”, que conduz a uma função periódica no domínio de “ x ”, e o período dado pela expressão Eq. A-27. Os valores dos períodos ω_T e x_T podem ser associados ao infinito das expressões analíticas escritas em Eq. A-25. Estas são as relações entre a discretização e os limites numéricos de integração.

$$\omega_T = 2\pi/\Delta x \quad \text{período} \quad (A-26)$$

$$x_T = 2\pi/\Delta\omega \quad \text{período} \quad (A-27)$$

A.4.2 Propriedade de simetria e funções especiais da transformação de Fourier

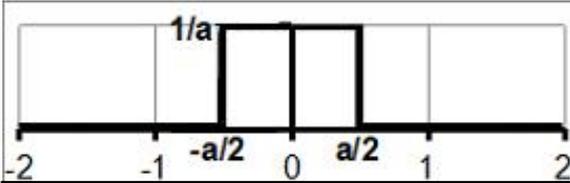
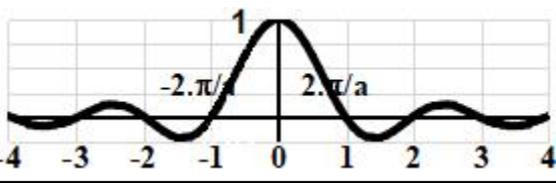
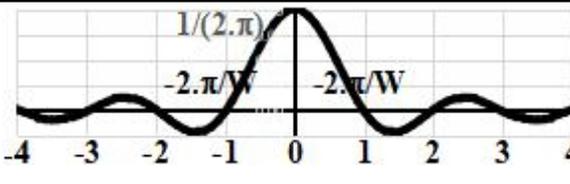
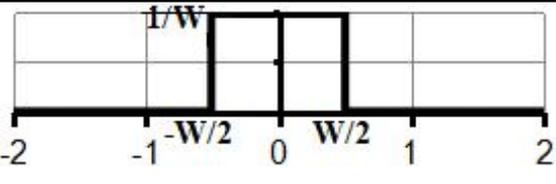
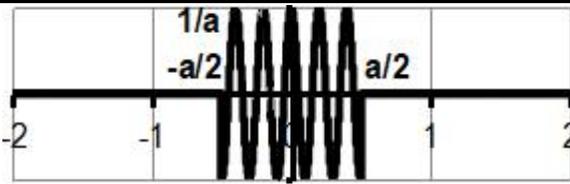
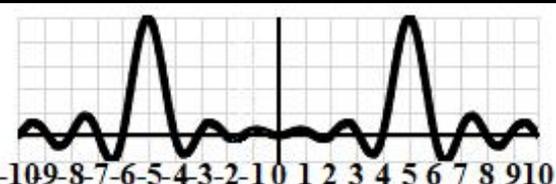
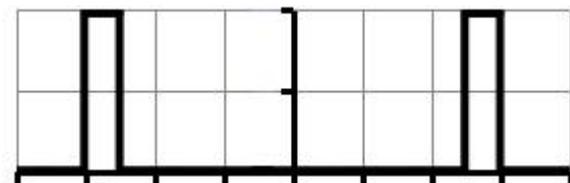
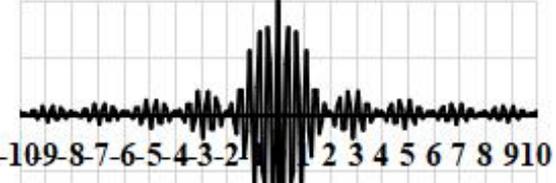
A Tabela A-3 mostra as propriedades de simetria das transformadas de Fourier.

Tabela A 3 Simetria da transformação de Fourier

Domínio de x	Domínio da frequência ω
Par ($f(x) = f(-x)$)	Par ($F(\omega) = F(-\omega)$)
Ímpar ($f(x) = -f(-x)$)	Ímpar ($F(\omega) = -F(-\omega)$)

A Tabela A-4 mostra algumas propriedades para explicar analiticamente o uso da transformada de Fourier.

Tabela A-4 Funções especiais no domínio x e seus espectros no domínio da frequência ω

4.1	 $f_{4.1}(x) = \text{rect}(x/a) = f_{12}(x)$	 $F_{4.1}(\omega) = a \cdot \text{Sen}(a \cdot \omega/2) / (a \cdot \omega/2) = a \cdot \text{Sa}(a \cdot \omega/2)$	
4.2.	 $W \cdot (\text{Sen}(W \cdot x) / (W \cdot x)) / \pi = W \cdot \text{Sa}(W \cdot x) / \pi$	 $F_{4.2}(\omega) = \text{Rect}(\omega / (2 \cdot W))$	
4.3	 $f_{4.3}(x) = f_{4.1}(x) \cdot e^{j \cdot \omega_0 \cdot x}$	 $\omega_0 = 5 \quad F_{4.3}(\omega) = F_{4.1}(\omega - \omega_0)$	
4.4	 $f_{4.4}(x) = f_{4.1}(x - x_0)$	 $x_0 = 5 \quad F_{4.4}(\omega) = F_{4.1}(\omega) \cdot e^{-j \cdot x_0 \cdot \omega}$	
Obs.	• - Multiplicação	* - Convolação	$j = i = \sqrt{-1}$

- **Item – 4.1** – A função $f_{4.1}(x)$, na primeira coluna, é a função pulso retangular, função $f_{1.12}(x)$, mostrada no Item - 1.12, da Tabela A- 1, no domínio real em x . A função $F_{4.1}(\omega)$, na segunda coluna, é a transformada de Fourier da função $f_{4.1}(x)$. Foi reescrita para facilitar a análise comparativa com outras funções.
- **Item – 4.2** – A função $f_{4.2}(x)$, na primeira coluna, é transformada inversa de Fourier da função filtro ideal passa baixa, a função $\text{Sa}(a.x)/(2.\pi)$, no domínio real em x . A função $F_{4.2}(\omega)$, na segunda coluna, é a função do filtro ideal passa baixa, no domínio real em ω . O filtro passa baixa suaviza o ruído e bordas. Este filtro não é usado nesse trabalho. Pode ser aplicada a propriedade da dualidade.
- **Item – 4.3** – A função $f_{4.3}(x)$, na primeira coluna, é transformada inversa de Fourier da função filtro ideal passa banda, é o deslocamento na frequência da função $f_{4.1}(x)$, no domínio real em x . A função $F_{4.3}(\omega)$, na segunda coluna, é a função do filtro ideal passa banda, no domínio real em ω . A função $F_{4.3}(\omega)$ é a função $F_{4.1}(\omega)$ deslocada na frequência. O deslocamento na frequência é a técnica da adição da portadora, para aumentar o alcance, na transmissão de rádio em amplitude modelada AM. A frequência da portadora é a mesma usada na sintonia da rádio.
- **Item – 4.4** – A função $f_{4.4}(x)$, na primeira coluna, é o deslocamento na frequência da função $f_{4.1}(x)$, no domínio real em x . A função $F_{4.4}(\omega)$, na segunda coluna, é a transformada de Fourier, no domínio real em ω . O deslocamento no domínio x corresponde a inclusão de uma portadora no domínio da frequência ω . Como mostrado, este filtro modifica a relação ponderada entre as frequências prejudicado a projeção da imagem na retina, porém, difícil pode ser percebido na análise clínica usando feixe de luz. Como ocorre fisicamente na visão, este filtro é um dos filtros usados nesse trabalho.

O filtro passa alta realça as bordas e contornos, mas, não foi abordado porque, na numérica, a frequência superior deve ser definida, logo, é análogo a um filtro passa faixa.

A transformada de Fourier tem a propriedade da dualidade escrita pelas expressões Eq. A-28, compare o Item - 1.3 com o Item - 1.4, em Tabela A- 1; compare o Item - 1.5 com o Item - 1.5, em Tabela A- 1; compare Item - 1.12, em Tabela A- 1 ou Item - 4.1, em Tabela A- 4 com o Item - 4.2, em Tabela A- 4.

$$\begin{aligned} v(x) &= \mathfrak{T}^{-1}(V(\omega)) \leftrightarrow V(\omega) = \mathfrak{T}(v(x)) \\ V(x) &\leftrightarrow 2\pi \cdot v(-\omega) \end{aligned} \quad (\text{A-28})$$

A.4.3 Propriedades de operações da transformada de Fourier

A Tabela A-5 mostra algumas propriedades de da transformada de Fourier. A aplicação das propriedades de diferenciação e integração possibilita resolver equações diferenciais através de operações algébricas.

Tabela A 5 Propriedades de operação da transformada de Fourier

Operação	Domínio de x	Domínio de ω	Referência
Escala	$f(a \cdot x)$	$F(\omega/a)/ a $	
Deslocamento em x	$f(x - x_0)$	$F(\omega) \cdot e^{-j \cdot \omega \cdot x_0}$	Item - 4.4, Tabela A-4
Deslocamento em ω	$f(x) \cdot e^{-j \cdot \omega_0 \cdot x}$	$F(\omega - \omega_0)$	Item - 4.3, Tabela A-4
Diferenciação em x	$d^n f(x)/dx^n$	$(j \cdot \omega)^n \cdot F(\omega)$	
Diferenciação em ω	$(-j \cdot x)^n \cdot f(x)$	$d^n F(\omega)/d\omega^n$	
Integração em x	$\int_{-\infty}^x f(\tau) d\tau$	$F(\omega)/(j \cdot \omega)$	
Convolução em x	$f_{1.1}(x) * f_{1.2}(x)$	$F_{1.1}(\omega) \cdot F_{1.2}(\omega)$	Item - 1.3, Tabela A-1
Convolução em ω	$f_{1.1}(x) \cdot f_{1.2}(x)$	$F_{1.1}(\omega) * F_{1.2}(\omega)/(2 \cdot \pi)$	Item - 1.4, Tabela A-1
Obs.:	• - Multiplicação	* - Convolução	$j = i = \sqrt{-1}$

APÊNDICE – B

**GRUPO DE PESQUISA
TRANSFERÊNCIA DE MASSA EM MEIO POROSO FLEXÍVEL -
CNPQ**

B.1 Identificação

26/11/2020

dgp.cnpq.br/dgp/espelhogrupo/0715920971125340

Grupo de pesquisa

Transferência de massa em meio poroso flexível

Endereço para acessar este espelho: dgp.cnpq.br/dgp/espelhogrupo/0715920971125340

Identificação

Situação do grupo: Certificado

Ano de formação: 2011

Data da Situação: 31/01/2011 10:41

Data do último envio: 23/09/2020 17:16

Líder(es) do grupo: Humberto Dória Silva

Eduardo Doria Silva

Área predominante: Engenharias; Engenharia Química

Instituição do grupo: Universidade Federal de Pernambuco - UFPE

Unidade: Departamento de Engenharia Química



dgp.cnpq.br/dgp/espelhogrupo/0715920971125340

B.2 Repercussões

26/11/2020

dgp.cnpq.br/dgp/espelhogrupo/0715920971125340

Grupo de pesquisa

Transferência de massa em meio poroso flexível

Endereço para acessar este espelho: dgp.cnpq.br/dgp/espelhogrupo/0715920971125340

Repercussões

[Repercussões dos trabalhos do grupo](#)



O meio poroso flexível é caracterizado por ter mais de um estado operacional de transferência de massa, conforme o seu nível de potência e do movimento periódico das flexões, que é associado a uma ação dinâmica do meio móvel. Um estado operacional pode ter o processo de transferência de massa por difusão ou por convecção forçada. O estado operacional mínimo, o meio poroso flexível não possui movimento periódico de flexão, então, o meio poroso flexível não age na ação dinâmica do meio móvel. Este estado pode ser considerado como o estado de repouso e a potência requerida é mínima. Neste estado o volume do espaço disponível no meio poroso flexível não varia tornando-o análogo a um meio poroso rígido e o processo de transferência de massa pode ocorrer por difusão. O estado operacional mínimo pode ser compreendido como um estado operacional residual ou estado operacional de manutenção. No estado operacional por convecção, o meio poroso flexível possui movimento periódico de flexão, então, o meio poroso flexível age na ação dinâmica do meio móvel conforme o nível de potência e o período do movimento. Neste estado o volume do espaço disponível no meio poroso flexível varia de forma periódica e a transferência de massa ocorre por convecção forçada. Cada nível de potência e o período do movimento formam um estado operacional que determina a ação dinâmica do meio móvel. Os estados operacionais formam os estados em regime estacionário, porém, existem os estados em regime transitório que ocorre durante a mudança entre os estados em regime estacionário. Nos estados em regime estacionário o volume do espaço disponível no meio poroso flexível varia de forma periódica e os estados em regime transitório ocorrem quando ocorre variação no período do movimento das flexões ou na potência requerida. Os estudos podem ser aplicados à transferência de massa na córnea, no cristalino, na retina e nos músculos entre outros.

[Participação em redes de pesquisa](#)

Rede de pesquisa	Website/Blog
Nenhum registro adicionado	

dgp.cnpq.br/dgp/espelhogrupo/0715920971125340

Referências

- 1 Silva HD, Dória LCP, Dória CaP, Dória CeP, Silva MCTD, Silva Jr. HD, Silva MTD. **Nutrients and metabolic secretions transfer in cornea**. DDF VI, 2011; vv. 312-315, pp. 737-742. DOI: link – [10.4028/www.scientific.net/DDF.312-315.737](https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/DDF.312-315.737), 6º DSL 2010, Paris.
- 2 Silva HD, Doria LCP, Dória CaP, Dória CeP, Silva MCTD, Silva Jr. HD, Silva MTD. **Simulation of the Errors of Refraction in the Human Eye**. In: Öchsner A, da Silva LFM, Altenbach H, editors. **Analysis and Design of Biological Materials and Structures**. **Advanced Structured Materials** book series. v. 14. Switzerland, SpringerLink: 2012. pp. 185-185. DOI: [10.1007/978-3-642-22131-6_15](https://doi.org/10.1007/978-3-642-22131-6_15). link – https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-22131-6_15 4º ACEX 2010, Paris.
- 3 Costa MF. **Movimentos oculares no bebê: o que eles nos indicam sobre o status oftalmológico e neurológico**, Psicol. USP v.18 n.2 São Paulo jun. 2007, ISSN 1678-5177, http://pepsic.bvsalud.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-51772007000200004.
- 4 Silva HD, Silva ED, Dória, Silva MTD, Dória CaP, Dória CeP, **Intraocular forced convection mechanism defect as normal tension glaucoma probable cause**, Livro: **Visual Impairment and Blindness**, editado por: Giudice GLo. Editora IntechOpen, Londres, pp. 120-163, ISBN 978-1-83880-258-5 Reino Unido, 2020.
- 5 De Sá V, **Lágrimas de São Pedro**, Arte visual, apresentada no Centro Cultural Correios Recife, avenida Marquês de Olinda, 262, Centro, 02/11 à 29/12/2013.
- 6 Conselho Brasileiro de Oftalmologia, página acessada em 26 de junho de 2020, https://www.cbo.net.br/novo/publico-geral/moscas_volantes.php
- 7 Silva HD, **Etude de la Répartition de la Lumière dans un Réacteur Photocatalytique Solaire**, tese de doutorado do Institut National Polytechnique de Lorraine - INPL, especialidade *Chimie Physique et Génie des Procédés*, relatores Bouchy A e Santarelli F, examinadores Bouchy M (orientador), Rogalski M. Zahraa O, Nancy, França, 23 novembro 1998.

- 8 Missen RW, Mims CA, Saville BA, **Introduction to chemical reaction engineering and kinetics**, Book, New York, John Wiley & Sons, Inc., 1999. ISBN 0-471-16339-2.
- 9 Silva HD, Silva ED, Dória CaP, Silva MTD, Dória CeP., **Modelagem do sistema intraocular de convecção forçada**, Brazilian Journal of Development, Brasil, v. 5, n. 7, pp.. 10528-10540, 2019, jul. 2019, DOI:[10.34117/bjdv5n7-200](https://doi.org/10.34117/bjdv5n7-200), link – <https://doi.org/10.34117/bjdv5n7-200>. V CRSBB, VI EAB– 2019, 21-24, de maio de 2019, Recife-PE.
- 10 Souza G da S, Eliza Lacerda M da CB, Silveira V de A, Araújo C dos S, e Silveira LC de L, **A visão através dos contrastes**, Estud. Av., v.27, no. 77, São Paulo, 2013, ISSN 0103-4014, link – <https://doi.org/10.1590/S0103-40142013000100005>.
- 11 BICAS HEA, **Oculomotricidade e seus fundamentos**, Arq. Bras. Oftalmol., 2003, v.66, n.5, pp.687-700, ISSN 0004-2749, link – <https://doi.org/10.1590/S0004-27492003000500026>.
- 12 Brocchetto DC, Dantas B, Schor P, **Novos conceitos em modelamento corneano**, Rev. Bras. Oftalmol. 69 (2), pp. 132-37, 2010, ISSN 0034-7280, <https://doi.org/10.1590/S0034-72802010000200013>.
- 13 Silva HD, Doria LCP, Dória CaP, Dória CeP, Silva MCTD, Silva Jr. HD, Silva MTD. **Mass transport mechanism in the retina of the human eye**. DDF, 2012; vv. 326-328, pp. 18-23. link – <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/DDF.326-328.18>, 7º DSL 2011, Algarve.
- 14 Silva HD, Doria LCP, Dória CaP, Dória CeP, Silva MCTD, Silva Jr. HD, Silva MTD. **Analysis of failure mechanism of forced convection in the cornea of the human eye**. In: Öchsner A, da Silva LFM, Altenbach H, editors. **Analysis and Design of Biological Materials and Structures. Advanced Structured Materials**, book series v. 29. Springer, Berlin, Heidelberg, 2013, pp. 217-226. DOI: link – https://doi.org/10.1007/978-3-642-31470-4_16, 7º DSL 2011, Algarve.
- 15 Silva HD, Doria LCP, Dória CaP, Dória CeP, Silva MCTD, Silva Jr. HD, Silva MTD. **Simulation of variation of intraocular pressure**. In: Öchsner A, da Silva

- LFM, Altenbach H, editors. **Analysis and Design of Biological Materials and Structures. Advanced Structured Materials**, book series v. 29. Springer, Berlin, Heidelberg, 2013, pp. 235-253. DOI: link – https://doi.org/10.1007/978-3-642-31470-4_18, 5º ACEX 2011, Algarve.
- 16 Silva HD, Silva ED, Silva MTD, Dória CaP, Dória CeP. **Consequências da Restrição do Campo Visual Superior**. Brazilian Journal of Development, 2019, v. 5, n. 8, pp. 11288-11293, Brasil. DOI: [10.34117/bjdv5n8-011](https://doi.org/10.34117/bjdv5n8-011). link – <https://doi.org/10.34117/bjdv5n8-011>. V CRSBB, VI EAB– 2019, 21-24, de maio de 2019, Recife-PE.
- 17 Silva HD, Doria LCP, Dória CaP, Dória CeP, Silva MCTD, Silva MTD. **Patologias oculares podem ser causadas pelos hábitos pessoais**. 3º Salão Nacional de Divulgação Científica, "Inovação, Desenvolvimento Sustentável e Soberania Nacional", 22-26 julho, 2013, Recife - Brasil, pp. 80-83, ISBN 978-85-61839-13-0, link – https://issuu.com/associacaonacionaldeposgraduandos/docs/anais_-_mostra_nacional_do_3o_sal_.
- 18 Silva HD, Silva ED, Doria LCP, Dória CaP, Dória CeP, Silva MCTD, Silva Jr. HD, Silva MTD. **Forced Convection Mechanism Failure in the Eye Can Cause Cataract**. DDF VIII, 2013, vv. 334-335, pp. 225-229. DOI: link – <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/DDF.334-335.225>, 8º DSL 2012, Istambul.
- 19 Silva HD, Silva ED, Doria LCP, Dória CaP, Dória CeP, Silva MCTD, Silva Jr. HD, Silva MTD. **Forced Convection Mechanism Failure in the Eye Can Cause Macular Degeneration**. DDF VIII, 2013; vv. 330-334, pp. 230-234. DOI: link – <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/DDF.334-335.230>, 8º DSL 2012, Istambul.
- 20 Silva HD, Silva ED, Dória CaP, Dória CeP, Silva MTD. **A uveíte anterior pode ser causada pelos excessos de atividades físicas do músculo ocular oblíquo superior**. V Encontro Anual da Biofísica 03-04 de março de 2016, Recife - Brasil, pp. 48-49, ISBN 978-85-87.599-32-2, link – <https://drive.google.com/file/d/0B7m4Wc7SLixYcE1xM3ZrU0VEd0E/view8>.
- 21 Silva HD, Silva ED, Silva MTD, Dória CaP, Dória CeP. **Analysis of the Disturbances Caused by Intraocular Forced Convection Mechanism Failure**.

- In: Zilfyan A, editors, **Difficulties in Cataract Surgery**, Londres, IntechOpen, 2018, pp. 45-64. DOI: [10.5772/intechopen.72248.0](https://doi.org/10.5772/intechopen.72248.0)
- 22 Silva HD, Silva ED, Silva MTD, Dória CaP, Dória CeP. **Movimento Oculomotor e algumas Patologias**. Em Maravieski SP, editora, livro Teorias e Métodos da Biofísica, Capítulo 4, Ponta Grossa – PR, Editora Atena Editora, 2019 pp. 36-42, Brasil, DOI: [10.22533/at.ed.8931914034](https://doi.org/10.22533/at.ed.8931914034), link – <https://www.atenaeditora.com.br/wp-content/uploads/2019/03/E-book-Teorias-e-Metodos-da-Biofisica-2.pdf>.
- 23 Petrov YA, e Popple AV. **Effects of negative afterimages in visual illusions**, J. Opt. Soc. Am. 2002, Vol, A 19, pp. 1107-1111
- 24 Werner L, Trindade F, Pereira F, Werner L. **Physiology of accommodation and presbyopia**. Arquivos Brasileiros de Oftalmologia, 2000, vol. 63, no. 6, pp. 487-493. <http://dx.doi.org/10.1590/S0004-27492000000600011>.
- 25 Lauda EE, de Albuquerque M, do Nascimento CL, de Campos CJR. **Epilepsia fotossensível relato de dois casos**, Arquivos de Neuro-Psiquiatria, 1990, vol.48 no.3, pp. 348-350, São Paulo, <https://doi.org/10.1590/S0004-282X1990000300013>
- 26 Pozo Lauzan, DR, Pozo Alonso AJ, Vega Trujillo A, Martin Ledon G. **Epilepsia fotosensível**. Rev Cubana Pediatr, 2011, v. 83, n. 3, pp. 308-315, Disponível em <http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-75312011000300011&lng=es&nrm=iso>. acessado em 28 de dezembro de 2020.
- 27 Liversedge SP, Findlay JM. **Saccadic eye movements and cognition**, Trends in Cognitive Sciences, 2000, v. 4, q. 1, pp. 6-14, ISSN 1364-6613, <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1364661399014187>, acessado em 28/12/2020.
- 28 Silva HD, Silvestre R, Silva ED, Silva MTD, Dória CaP, Dória CeP. **Visual Impairment Caused by Monovision Surgical Design**. (20 de janeiro de 2021). [Online First], IntechOpen, DOI: 10.5772/intechopen.95770. Disponível em: <https://www.intechopen.com/online-first/visual-impairment-caused-by-monovision-surgical-design>.
- 29 Scalera G. **Geodynamics of the Wadati–Benioff zone earthquakes: The 2004 Sumatra earthquake and other great earthquakes**. Geofísica internacional,

2007, vol.46 no.1 México, ISSN 0016-7169, http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0016-71692007000100002.

- 30 COUGHANOWR DR, KOPPEL LB. **Análise e Controle de Processos**. traduzido por Perlingeiro CAG, Biscaia Jr EC. Editora Guanabara Dois, 1978, Título original **Process systems analysis and control**.
- 31 Rossini MC, **Como um episódio de Pokémon mandou centenas de crianças para o hospital**, relatado na revista Super Interessante em 2019, <https://super.abril.com.br/cultura/como-um-episodio-de-pokemon-mandou-centenas-de-criancas-para-o-hospital/>. acessado em 28/12/2020.
- 32 Mezzalira R, Neves LC, Maudonnet OAQ, Bilécki MMDoC, De Ávila FG. **Oculomotricidade na infância: o padrão de normalidade é o mesmo do adulto?**. Rev Bras Otorrinolaringol. V.71, n.5, 680-5, 2005. <http://www.rborl.org.br>.
- 33 Prata TdosS, Navajas EV, Melo Júnior LAS; Martins JRM, Nader HB, Belfort Júnior R. **Concentração de proteínas no humor aquoso de pacientes com glaucoma primário de ângulo aberto em tratamento clínico**. Arq. Bras. Oftalmol. v.70 n. 2 São Paulo 2007. <https://dx.doi.org/10.1590/S0004-27492007000200006>.
- 34 Isernhagen O. **Drenagem do Humor Aquoso**. Anatomia Ocular II Licenciatura em Optometria e Ciências da Visão Universidade da Beira Interior. 2018. https://www.researchgate.net/publication/322992746_Drenagem_do_Humor_Aquoso_Oscar_Isernhagen_37000_Anatomia_Ocular_II_Licenciatura_em_Optometria_e_Ciencias_da_Visao. acessado em 28/12/2020.
- 35 Morais FB. **Vision and the Nobel Prize**. Arquivos Brasileiros de Oftalmologia, REVIEW ARTICLE, 2018;81(2):161-5, https://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0004-27492018000200161&script=sci_abstract.
- 36 Bicas HEA, Jorge AAH. **Oftalmologia: fundamentos e aplicações**. 1st. ed. Tecmedd editor: São Paulo, SP; 2007

- 37 Murakamia I, Kitaokac A, Ashida H. **A positive correlation between fixation instability and the strength of illusory motion in a static display.** Vision Research. 2006, pp 2421-2431. DOI: 10.1016/j.visres.2006.01.030.
- 38 Esteves CG. Hospital Veterinário Santa Inês. <http://santainesvet.com.br/cataratas-em-caes-e-gatos/1109>, 29/10/2020, 17:00h.
- 39 VetMétodo Clínica e Diagnósticos. Av. Afonso Mariano Fagundes, 136 - Vila da Saúde, São Paulo - SP, 04054-000, Brasil. <https://www.vetmetodo.com.br/glaucoma-em-caes-gatos/>, consulta na internet em 28/10/2020 às 21:13 horas.
- 40 De Souza EV, Rodrigues MdeLV , De Souza NV. **História da cirurgia da catarata.** Medicina, Ribeirão Preto, Revisão. 39 (4), pp.587-390, 2006, DOI: <https://doi.org/10.11606/issn.2176-7262.v39i4p587-590>.
- 41 Mata O, Lavezzo MM, Schellini SA, Padovani CRP, Padovani CR. (2007). **Avaliação da posição do supercílio por medidas angulares.** Arquivos Brasileiros de Oftalmologia, 70(1), 41-44. 2007. <https://doi.org/10.1590/S0004-27492007000100008>.
- 42 Pinhole glasses. Wikipedia, the free encyclopedia. [Internet]. Available from: https://en.wikipedia.org/wiki/Pinhole_glasses, consulta na internet em 12/12/2020.