

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO - PPGCR

**MANUAL PRÁTICO: Espectroscopia por infravermelho próximo em
doenças vasculares**

(PRACTICAL MANUAL Near-infrared spectroscopy in vascular diseases)

Material produzido a partir de estudos independentes de discentes do PPGCR da Linha de Pesquisa em Desempenho Cardiorrespiratório, sob a orientação da professora Danielle Aparecida Gomes Pereira.

Autores:

Débora Pantuso Monteiro
Maria Luiza Vieira Carvalho
Patrícia Paulino Geisel
Gisela Maria Pontes Przybysz
Tiago da Silva Nogueira

Orientadora:

Danielle Aparecida Gomes Pereira

**Belo Horizonte
2025**

SUMÁRIO

1 DESCRIÇÃO DA NIRS E OBJETIVOS	5
1.1 Mecanismo de funcionamento da NIRS	5
1.2 Links para vídeos didáticos	8
1.2.1. Introdução às propriedades da luz infravermelha	8
1.2.2. Introdução às medidas de oxigenação muscular	8
1.2.3. Fisiologia da medida de oxigenação muscular	8
1.2.4. Lista de reprodução para uso do software Oxysoft	8
1.2.5. Configuração do dispositivo Portamon	8
1.2.6. Canal oficial da Artinis Medical Systems no Youtube	8
2 MODOS DE FUNCIONAMENTO DA NIRS	9
3 MODELOS DO EQUIPAMENTO NIRS	10
3.1 PortaMon®	10
3.2 Octamon Muscle®	11
3.3 Portalite®	12
4 PROPRIEDADES DE MEDIDAS DA NIRS	13
5. PROTOCOLOS DE AVALIAÇÃO	17
5.1 Manobra de oclusão arterial	17
5.2 Manobra de oclusão venosa	18
5.3 Teste em esteira com velocidade e inclinação constantes para pacientes com DAP	20
5.4 Teste em esteira com velocidade e inclinação constantes para indivíduos com ivc	21
5.5 Protocolo de pletismografia para indivíduos com ivc	22
6. INTERPRETAÇÃO DE DADOS DA NIRS	22
6.1 Variáveis primárias de mensuração direta	23
6.1.1 Oxihemoglobina (HbO ₂):	23
6.1.2 Deoxihemoglobina (HHb):	23
6.1.3 Saturação tecidual de oxigênio (StO ₂):	23
6.1.4 Citocromo c oxidase mitocondrial (Cita _{aa} 3):	24
6.2 Variáveis Secundárias (Mensurados De Forma Indireta)	24
6.2.1 Variáveis das manobras de oclusão arterial	24
6.2.2 Variáveis da manobra de oclusão venosa	26
6.2.3 Variáveis relativas ao teste de esforço para doença arterial periférica	27
6.2.4 Variáveis relativas ao teste de esforço para insuficiência venosa	30
6.2.5 Variáveis obtidas por meio do protocolo de pletismografia	31
7 MANEJO DO SISTEMA PORTAMON (ARTINIS®, HOLANDA)	33

7.1 Preparação Do Equipamento.	33
7.3 Exportação De Dados Do Sistema Portamon (Artinis®, Holanda)	51
7.4 Configurações Adicionais	58
7.4.1 Adicionar e remover traçado.	58
7.4.2 Trace properties.	58
7.4.3 Inclusão de uma variável.	59
7.4.4 Bluetooth	59
7.5. Extração E Análise Das Variáveis Da Nirs	59
7.5.1 Saturação tecidual inicial ($StO_{2\text{ inicial}} \%$); saturação tecidual final ($StO_{2\text{ final}} \%$); variação ou delta da StO_2 (ΔStO_2).	60
7.5.2 Delta da HHb e HbO2	61
7.5.3 Consumo de O2 (mVO_2).	62
7.5.4 Menor valor de StO_2 (valor ao atingir o platô de desoxigenação).	63
7.5.5 Tempo de desoxigenação	64
7.5.6 Taxa de desoxigenação	66
7.5.7 Tempo de resistência.	66
7.5.8 Saturação média do teste.	67
7.5.9 Tempo de reoxigenação ou T 100	69
7.5.10 Tempo de reoxigenação T50 (T50)	73
7.5.11 Taxa de reoxigenação	73
7.5.12 Presença da curva de hiperemia reativa e Delta da StO_2 na hiperemia reativa.	73
7.5.13 Área sob a curva da manobra de oclusão.	73
7.5.14 Área sob a curva no teste de esforço	78
7.5.15 Protocolo de abertura de arquivos quando se altera o local de salvamento original. ..	80
8. AJUSTES DAS VARIÁVEIS DURANTE O EXERCÍCIO E REDISTRIBUIÇÃO DO FLUXO	84
9. UTILIZAÇÃO DA NIRS PARA PRESCREVER INTENSIDADE DE EXERCÍCIO	85
10 APLICAÇÃO DA NIRS EM DOENÇAS VASCULARES	88
10.1 Doença arterial periférica	88
10.2 Insuficiência venosa crônica	89
11. INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS - VALORES DE REFERÊNCIA	92
12. LIMITAÇÕES DA NIRS	92
13. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	95
ANEXO A	102

1 DESCRIÇÃO DA NIRS E OBJETIVOS

A Near-infrared spectroscopy (NIRS) é um equipamento que utiliza a espectroscopia por infravermelho próximo para monitorar a oxigenação e o metabolismo tecidual durante o repouso e em situações dinâmicas (Boezeman *et al.*, 2016). A técnica de mensuração foi desenvolvida pela primeira vez em 1977 por Frans F. Jobsis como forma de avaliação, quantitativa e qualitativa, não invasiva do metabolismo oxidativo tecidual, por meio do comportamento das variáveis de oxihemoglobina (HbO_2), deoxihemoglobina (HHb) e saturação de oxigênio (StO_2). Uma das grandes vantagens da NIRS é a possibilidade de verificar os ajustes dessas variáveis durante situações dinâmicas, como por exemplo, durante testes de esforço físico (Ferrari *et al.*, 2004).

1.1 Mecanismo de funcionamento da NIRS

O transporte do oxigênio, no sistema circulatório desde os pulmões até as células, ocorre por convecção ou difusão. As hemácias realizam o transporte de oxigênio, e são constituídas de hemoglobina (Hb), sendo essa, uma proteína (globina) composta por quatro subunidades de grupamento heme, cada qual com um íon de ferro. É por meio deste grupamento que ocorre a ligação com o O_2 de forma reversível, e esta composição é denominada de oxihemoglobina (HbO_2), quando a Hb dissocia do O_2 , denomina-se por deoxihemoglobina (HHb). Vários fatores teciduais (pH, pressão parcial de oxigênio, variação da temperatura, pressão parcial de gás carbônico) interferem diretamente na afinidade da ligação entre a hemoglobina com oxigênio (Guyton *et al.*, 2006), sendo a NIRS capaz de detectar estas mudanças dinâmicas nos tecidos.

A NIRS contém um microprocessador leve e pequeno (aproximadamente 84x54x20 mm), que possui um emissor de luz infravermelho e um receptor, para captar as informações advindas dos tecidos via um conversor óptico. Os dados são enviados e exportados para o computador por meio de conexão bluetooth e um software (B.V., 2011).

Para compreendermos melhor como funciona a NIRS, em sua magnitude de interação tecidual, é necessário aprofundar o conhecimento de biofotônica. Assim, sabe-se que luz é capaz de interagir com os tecidos biológicos, uma vez que ao ser irradiada pode ser refletida, dispersada ou absorvida. Esses eventos dependem diretamente do ângulo de emissão da luz, do comprimento de onda e das propriedades moleculares dos tecidos (Karu, 1987; Matcher *et al.*, 1995). A luz visível é um espectro eletromagnético que possui comprimento de onda entre 390 a 900 nanômetros (nm), que compreende também o infravermelho e o ultravioleta. A região de infravermelho (IV), 1mm a 789nm, é subdividida em três faixas que se diferem quanto ao comprimento de onda: o IV-próximo (próximo da luz visível: 780 – 2500 nm), o IV-intermédio (2500 – 50000 nm) e o IV-longínquo (50000 nm – 1 mm) (Karu, 1987). A absorção da luz de IV-próximo é favorecida, uma vez que este possui um comprimento de onda entre 780 – 2500nm, sendo assim, capaz de penetrar de dois a seis centímetros nos tecidos, atingindo pele, músculo, tecido ósseo e cérebro (Boushel *et al.*, 2001) (Figura 1).

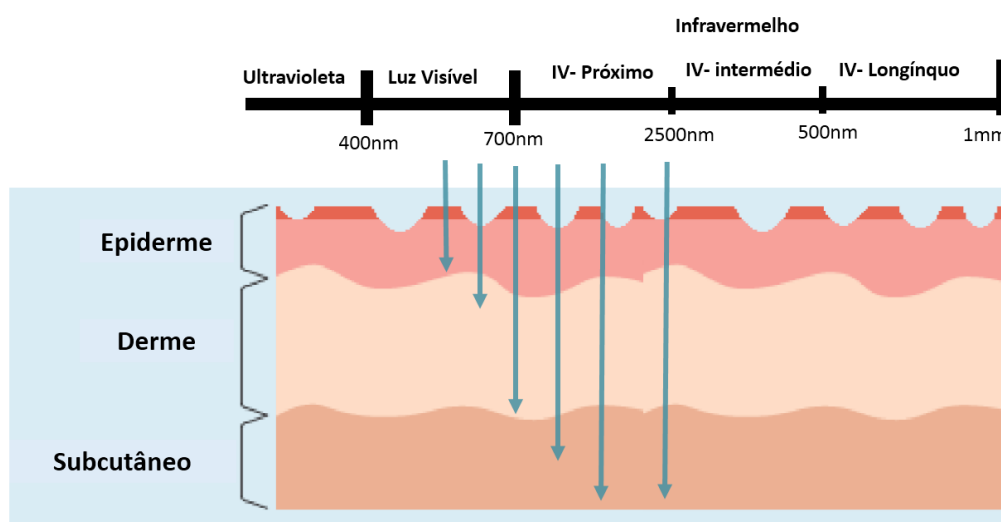


Figura 1. Capacidade de penetração nos tecidos de acordo com os diferentes comprimentos de onda. Fonte: acervo pessoal

A NIRS emite uma luz em direção ao receptor do equipamento, atravessando os tecidos, de maneira curvilínea, e é absorvida por diferentes moléculas denominadas de cromóforos (Matcher *et al.*, 1995; Ferrari *et al.*, 2004;

Lima e Bakker, 2011), sendo os principais a Hb e a mioglobina. O sinal de retorno permite que o equipamento realize a análise dos ajustes das variáveis HbO₂, HHb e saturação tecidual de oxigênio (StO₂.) A capacidade de absorção do IV depende da absorvidade molar (ϵ), concentração da substância (c), distância entre o emissor e o receptor (d) e do percurso que a luz realiza (DPF), como demonstrada pela lei modificada de Beer-Lambert (Ferrari *et al.*, 2004):

$$A = \sum \epsilon.c.d.DPF$$

A água, HbO₂ e a HHb são os principais componentes absorvedores de luz da maioria dos tecidos, sendo predominantemente de pequenas arteríolas, capilares e vênulas. Quando a NIRS é utilizada para mensurar as mudanças de oxigenação na musculatura, sabe-se que 10% dos valores obtidos são advindos da mioglobina, uma vez que seus componentes são similares aos da Hb (Lima e Bakker, 2011).

A reflexão da luz é determinada pelo ângulo em relação à superfície, enquanto a absorção e dispersão são influenciadas pelo comprimento da onda. A absorção da luz é determinada pelas propriedades moleculares do tecido que ela atravessa. Acima de 1300nm a luz é completamente absorvida pela água nas camadas superficiais da pele. O espectro da luz visível (~700nm) é completamente absorvido pela Hb (pico de absorção de 760nm) e mioglobina (pico de absorção de 920nm), e sofre grande dispersão, limitando sua penetração em profundidade no tecido (Hamaoka *et al.*, 1996). A NIRS, através da captação do sinal de retorno, realiza a análise dos ajustes das variáveis HbO₂, HHb e StO₂ nos tecidos permitindo verificar as mudanças teciduais durante o repouso e o exercício (Ferrari *et al.*, 2004). A diferença no aspecto de absorção permite estimar as concentrações relativas de cada molécula no tecido, permitindo a avaliação da dinâmica da oxigenação muscular, conforme mostra a figura 2.

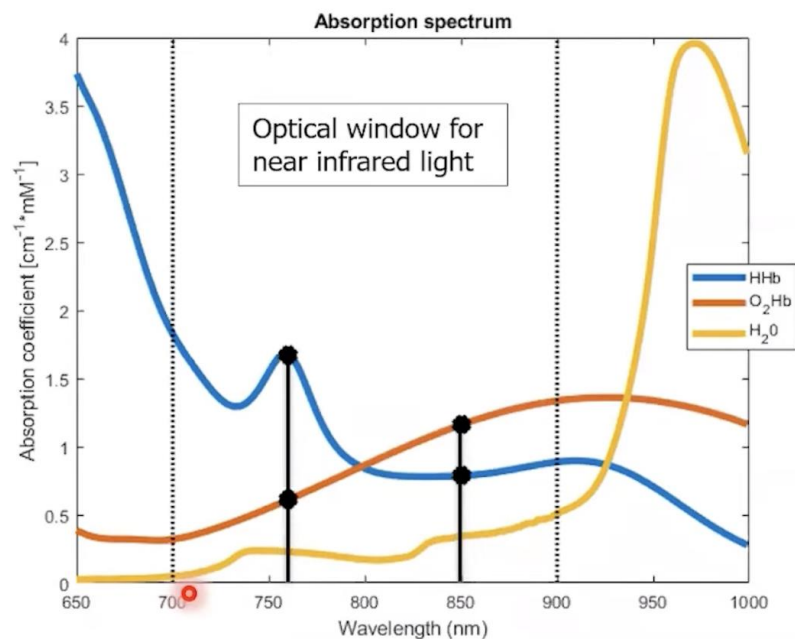


Figura 2: Espectro de absorção de HHb, HbO₂ e H₂O pela NIRS. Adaptado de Artinis Medical Systems (<https://www.artinis.com/theory-of-nirs>).

1.2 Links para vídeos didáticos

1.2.1. Introdução às propriedades da luz infravermelha

Parte 1: <https://youtu.be/vemBboFoyns?si=VIFHei0p0GrnuFqx>

Parte 2: https://youtu.be/iguDN69m6do?si=wdcJ_bVwmAtvKuC8

1.2.2. Introdução às medidas de oxigenação muscular

https://youtu.be/0Bx4H3LTXKc?si=zeElx_8eMjsImVcq

1.2.3. Fisiologia da medida de oxigenação muscular

<https://www.youtube.com/watch?v=0-VBmtj2fF8&t=1s>

1.2.4. Lista de reprodução para uso do software Oxysoft

https://www.youtube.com/watch?v=HqyAmqSReyo&list=PLOaHM4SIyLXCGFtWI_il8_AOecl4ZqgCe

1.2.5. Configuração do dispositivo Portamon

<https://youtu.be/Aax9Hihvk18?si=O-RJnIXwg3WNpAG>

1.2.6. Canal oficial da Artinis Medical Systems no Youtube

https://www.youtube.com/@artinis_nirs

2 MODOS DE FUNCIONAMENTO DA NIRS

A NIRS apresenta-se em variados modelos de equipamentos que se diferem quanto à quantidade de canais de captação, comprimentos de ondas e algoritmos distintos. Como também existem equipamentos que utilizam técnicas de canais únicos ou de múltiplos canais (Ferrari *et al.*, 2004), o que permite avaliar mais de um tipo de tecido. O uso de múltiplos canais posicionados em pontos com diferentes distâncias permitem a avaliação de uma maior quantidade de tecido (Casavola *et al.*, 2000).

O equipamento possui modos de funcionamento: *phase modulate spectroscopy*, *time-resolved spectroscopy* e *spatially resolved spectroscopy* (Quaresima *et al.*, 2004), os quais permitem a captação de informações das variáveis HHb, HbO₂ e StO₂ nos tecidos, porém se diferem na tecnologia utilizada para esta captação. A tecnologia que utiliza o *phase modulate*, depende da análise da média da intensidade de luz que entra no detector, analisando o tempo de mudanças das intensidades da luz (Alford e Wickramasinghe, 2000). No modo *time resolved spectroscopy* é possível a avaliação do comprimento do percurso do espectro óptico e a intensidade da luz no detector. Isso permite mensurar a concentração absoluta, contudo a dispersão pode variar conforme a intervenção no tecido, interferindo na captação da NIRS (Maier *et al.*, 1995; Jones *et al.*, 2016). Neste modo as mensurações podem ser realizadas pelos domínios tempo e frequência. No domínio tempo, é avaliado o tempo gasto pela luz emitida da fonte emissora ao detector. No domínio frequência as mensurações são realizadas analisando a modulação da luz, com um formato sinusoidal, desde a fonte emissora até o detector, e as atenuações da média da intensidade e amplitude das oscilações da luz (Maier *et al.*, 1995). No modo *spatially resolved spectroscopy* a NIRS é capaz de mensurar a StO₂ tecidual, por meio do grau de atenuação da luz entre o emissor e detector (Jones *et al.*, 2016).

Partindo do pressuposto que os modelos do equipamento se diferem pelos comprimentos de onda, é relevante lembrar que a faixa utilizada pode influenciar nas variáveis preferencialmente analisadas. O mesmo ocorre quanto aos algoritmos, considerando que alguns equipamentos fornecem valores absolutos das variáveis, de forma inferencial ou mesmo podem demonstrar as

mudanças de suas concentrações, utilizando valores basais (Ferrari *et al.*, 2004; Lima e Bakker, 2011).

3 MODELOS DO EQUIPAMENTO NIRS

3.1 PortaMon®

O PortaMon®, produzido pela Artinis Medical Systems BV® é um sistema sem fio (*wireless*) e portátil de espectroscopia por infravermelho de onda contínua, com dois comprimentos de onda de emissão de luz para mensurações no músculo. Este aparelho utiliza o modo de análise *spatially resolved spectroscopy*, que baseia-se na lei modificada de Lambert-Beer (B.V., 2011), para analisar as variáveis teciduais, permitindo assim realizar uma análise das concentrações relativas (não absolutas) das variáveis.

Os comprimentos de onda do PortaMon® estão entre 760 nm e 850 nm, sendo a luz emitida por diodos (B.V., 2011). O equipamento calcula o índice de StO₂ em percentual, refletindo a saturação média no tecido muscular (B.V., 2011).

O aparelho se conecta via *bluetooth* a um computador, com alcance de até 150 metros de distância, permitindo assim a gravação contínua dessas variáveis e o feedback em tempo real, por meio do software *Oxysoft* (B.V., 2011).

No *Oxysoft* é possível acompanhar os ajustes das variáveis HbO₂, HHb e StO₂ tecidual por meio de curvas em tempo real, por exemplo, durante um teste de esforço. Além disso, permite calcular o consumo de oxigênio muscular.

O PortaMon® apresenta as seguintes dimensões 83 x 52 x 20 mm (comprimento x largura x altura) e pesa apenas 84 gramas, incluindo bateria, facilitando assim seu transporte e utilização, conforme ilustrado na figura 3. A bateria é recarregável e apresenta um tempo de operação de oito a dez horas. A taxa de amostragem pode variar de 0,1 até 10 Hz e a memória pode armazenar até dois megabytes de dados. O dispositivo possui três canais para medida das concentrações moleculares relativas e um canal para a medida absoluta da concentração da HbO₂ (B.V., 2011).

A superfície do receptor e as fontes de luz da NIRS devem ser mantidas sempre limpas. O dispositivo PortaMon® não é à prova d'água. É importante sempre envolver o PortaMon® com um papel filme transparente fino para o proteger do suor e para fins de higiene (B.V., 2011). Este equipamento pode ser utilizado de forma conjunta com eletrocardiograma, eletromiografia e eletroneuromiografia, uma vez que não sofre interferência dos mesmos (B.V., 2011).



Figura 3. Aparelho PortaMon® fabricado pela Artinis Medical System BV. À esquerda, a visualização do aparelho; à direita, aplicabilidade prática no músculo quadríceps durante caminhada com fixação por faixa. (Adaptado de Artinis Medical Systems (<https://www.artinis.com/portamon>)).

3.2 Octamon Muscle®

O Octamon Muscle® produzido pela Artinis Medical System BV é um aparelho portátil de oito canais, otimizado para medir a oxigenação muscular. As mudanças nas concentrações de HHb, HbO₂ e HbT podem ser monitoradas com a configuração dos canais 2x4 (ARTINIS MEDICAL SYSTEMS BV, 2025).

A largura de cada canal é customizável, permitindo a configuração individualizada. A disposição 2x4 possibilita a avaliação de diferentes grupos musculares ou o estudo de músculos agonistas e antagonistas simultaneamente, de forma não invasiva (ARTINIS MEDICAL SYSTEMS BV, 2025).

O aparelho apresenta as dimensões de 68 x 37 x 25 mm e pesa aproximadamente 210 gramas, incluindo a bateria, como ilustrado na figura 4. A taxa de amostragem varia de 0,1 a 50 Hz e a os canais são adaptáveis de 25 a 40 mm. O dispositivo se conecta ao computador via *bluetooth* com alcance de até 100 metros de distância. O comprimento de onda estão entre 760 nm e 850 nm (ARTINIS MEDICAL SYSTEMS BV, 2025).



Figura 4. Octamon Muscle® produzido pela Artinis Medical System BV. À esquerda, a visualização do aparelho; à direita, aplicabilidade prática no músculo gastrocnêmio durante caminhada. (Adaptado de Artinis Medical Systems (<https://www.artinis.com/octamon-m>))

3.3 Portalite®

O aparelho Portalite® também permite a avaliação nas mudanças nas concentrações de HHb, HbO₂ e HbT de forma não invasiva, utilizando seis canais de medida. Possui aplicabilidade de medida tanto no tecido muscular quanto cerebral, devido seu tamanho compacto, flexibilidade dos sensores e suas configurações. É altamente portátil e de fácil configuração. A análise pode ser realizada no software *Oxysoft* ou pelo aplicativo móvel *Artinis mobile app* (ARTINIS MEDICAL SYSTEMS BV, 2025).

O instrumento apresenta as seguintes dimensões de 72 x 28 x 9 mm e pesa aproximadamente 58 gramas, como ilustrado na figura 4. A taxa de amostragem varia de 0,1 a 100 Hz. O dispositivo se conecta ao computador via *bluetooth* em até 100 metros de distância. O comprimento de onda também estão entre 760 nm e 850 nm (ARTINIS MEDICAL SYSTEMS BV, 2025).



Figura 5. Portalite® produzido pela Artinis Medical System BV. À esquerda, a visualização do aparelho; à direita, aplicabilidade prática no músculo quadríceps durante um teste em cicloergômetro de membros inferiores. (Adaptado de Artinis Medical Systems (<https://www.artinis.com/portalite>)).

4 PROPRIEDADES DE MEDIDAS DA NIRS

A NIRS permite a mensuração da hiperemia reativa após a manobra de oclusão, inferindo assim sobre a vasodilatação dependente do endotélio, que está associada a várias doenças cardiovasculares crônicas (Widlansky *et al.*, 2003). A resposta hiperêmica pode ser utilizada como medida de ressaturação e pode dar informação adicional sobre o fluxo sanguíneo e a distribuição de oxigênio aos tecidos após o término da oclusão (Kragelj *et al.*, 2000). O estudo de McLay *et al.* (2016) teve como objetivo verificar a confiabilidade intra-dia e inter-dia da taxa de reperfusão da StO₂ obtida pela NIRS e compará-la com a dilatação mediada pelo fluxo em indivíduos saudáveis jovens. Os valores do coeficiente de correlação intraclass (CCI) e coeficiente de variação (CV) indicaram maior confiabilidade da taxa de reperfusão da StO₂ obtido pela NIRS comparada à dilatação mediada pelo fluxo tanto para as medidas repetidas realizadas no mesmo dia quanto para as medidas realizadas em dias distintos. O CCI da taxa de reperfusão da StO₂ intra-dia e inter-dia foram de 0,92 e 0,94 e o CV=9±4% e o CV= 14±5%, respectivamente. Já o CCI da dilatação mediada pelo fluxo intra-dia e inter-dia foram de 0,36 e 0,25 e o CV= 44±24% e 40±22%, respectivamente. Em conclusão, este estudo demonstrou que a taxa de reperfusão da StO₂, obtida a partir da avaliação com a NIRS, é uma medida adequada para inferir sobre a reatividade vascular (McLay *et al.*, 2016).

O estudo de Lacroix *et al.* (2012) investigou a reprodutibilidade dos parâmetros da NIRS durante a manobra de oclusão da artéria braquial realizada durante cinco minutos. Vinte e quatro jovens saudáveis do sexo masculino, com média de idade 34 ± 8 anos, foram submetidos a duas avaliações da função vascular por meio da NIRS em um período de sete a 30 dias (média 16±10 dias). A reprodutibilidade intra-sujeito e inter-observador foi avaliada pelo CCI, CV e

erro padrão de medida (%SEM) para cada parâmetro da NIRS. Os valores médios das variáveis obtidos pela NIRS não diferiram entre as duas avaliações. A reprodutibilidade foi maior para o consumo de oxigênio muscular (CCI= 0,84, CV= 6,51%; SEM= 7,11%), tempo para atingir valor basal da HbO₂ (CCI= 0,63, CV= 20,04%, SEM= 27,22%), tempo para atingir maior valor de HbO₂ (CCI= 0,71, CV= 15,61%, SEM= 19,27%), valor máximo de HbO₂ (CCI= 0,63, CV= 6,68%, SEM= 8,53%), tempo para atingir maior valor de HHb (CCI= 0,73; CV= 19,61%) e área sob as curvas HbO₂ e HHb (CCI= 0,68, CV=16,15%, SEM=22,93% e CCI=0,62, CV=18,59%, SEM=26,64%, respectivamente). Além disso, a reprodutibilidade entre os observadores variou de excelente a perfeita (CCI de 0,85 a 1,00) para cada parâmetro. Este estudo demonstrou que as variáveis da NIRS observadas na avaliação da hiperemia reativa são altamente reprodutíveis permitindo assim a sua utilização para avaliar a função vascular(Lacroix *et al.*, 2012).

Kragelj *et al.* (2000) avaliaram os ajustes das variáveis StO₂ em repouso, consumo de oxigênio durante a isquemia, tempos de recuperação das variáveis StO₂, HbO₂ e HHb e taxas de ressaturação após oclusão arterial. A reprodutibilidade das variáveis foi estudada repetindo o mesmo protocolo de oclusão de quatro a seis vezes em cada voluntário saudável. Não foi verificada diferença significativa entre as diferentes medidas realizadas nos mesmos sujeitos indicando que as medidas foram reprodutíveis(Kragelj *et al.*, 2000).

Conforme verificado na literatura científica a avaliação por meio da NIRS apresenta confiabilidade e reprodutibilidade satisfatórias tanto em situações estáticas quanto dinâmicas possibilitando assim sua utilização em diversas condições para mensurar de forma não invasiva o metabolismo oxidativo tecidual, por meio dos ajustes das variáveis HbO₂, HHb e StO₂ muscular.

A NIRS demonstrou ser uma ferramenta sensível na discriminação entre indivíduos saudáveis e indivíduos com determinadas condições de saúde. A oxigenação anormal devido à insuficiência de distribuição do fluxo sanguíneo foi encontrada em mensurações realizadas com a NIRS em pacientes com insuficiência cardíaca(Belardinelli *et al.*, 1995) e doenças vasculares periféricas (Komiyaama *et al.*, 2000; Comerota *et al.*, 2003).

A sensibilidade e especificidade da NIRS foi mensurada em pacientes com doença arterial periférica (DAP) em nove estudos até o momento (Boezeman *et al.*, 2016). Foi verificado que a sensibilidade e a especificidade variam entre 51 a 89% e 57 a 95%, respectivamente. O tempo de recuperação das curvas da NIRS após o exercício correlacionaram-se de maneira significativa com medidas indiretas de patência arterial (índice tornozelo-braço) em repouso e após exercício em pacientes com DAP (Komiyama *et al.*, 2000; Comerota *et al.*, 2003).

O estudo de Manfredini *et al.* (2009) utilizou os parâmetros da NIRS para diferenciar pacientes com claudicação intermitente e controles saudáveis. As variáveis derivadas da NIRS durante o teste incremental foram significativamente diferentes quando comparadas com pacientes com claudicação intermitente e controles saudáveis (Manfredini *et al.*, 2009). Nesse estudo foi verificada sensibilidade de 71% (IC95% 60-82) e especificidade de 92% (IC 95% 82-100) para identificar pacientes com DAP. Além disso, esse estudo demonstrou que, durante o teste incremental na esteira realizado por indivíduo com DAP, a NIRS foi capaz de quantificar a resposta metabólica muscular e diferenciar os pacientes de acordo com a presença e a gravidade de DAP, de acordo com índice tornozelo-braço. Por meio do teste incremental na esteira utilizando a NIRS, foi detectado que o grau de desoxigenação muscular do membro inferior de pacientes com DAP está relacionado com a gravidade da doença (Manfredini *et al.*, 2009).

Quatro estudos descreveram a aplicação da NIRS para prever e detectar a trombose venosa profunda (TVP). O estudo de Yamaki *et al.* (2011) realizou mensurações com a NIRS durante um protocolo de movimentos de flexão plantar de acordo com o exame de pletismografia. No período pré-operatório, a NIRS foi capaz de prever, por meio das variáveis derivadas da HHb, o desenvolvimento de TVP com sensibilidade de 86%, especificidade de 76%, valor preditivo positivo (VPP) de 50% e valor preditivo negativo (VPN) de 95% (Yamaki *et al.*, 2011).

Dois estudos demonstraram, em pacientes com TVP, que a NIRS foi capaz de detectar diferenças significativas na variável de índice de retenção

venosa ambulatorial (IRVA) obtidas durante caminhada na esteira, em comparação com os pacientes sem TVP(Hosoi *et al.*, 1999). Os valores de corte de IRVA para identificar os membros inferiores com TVP apresentaram uma sensibilidade de 97%, uma especificidade de 73%, um VPP de 89% e um VPN de 92% (Hosoi *et al.*, 1999). Após um ano de acompanhamento de pacientes com TVP, Yamaki *et al.* (2006) relataram uma diferença significativa no IRVA obtidas com a NIRS entre pacientes com oclusão persistente da veia femoral e pacientes com resolução completa da TVP(Yamaki *et al.*, 2006).

No estudo de Hosoi *et al.* 1997 foi observado que a variável IRVA, obtida pelo valores de HHb captados pela NIRS, foi capaz de diferenciar as classes de indivíduos com IVC leve das com IVC moderado a grave, com sensibilidade de 82% e especificidade de 87%(Hosoi *et al.*, 1997).

O método de avaliação dinâmico utilizando a NIRS é válido, com boas propriedades de medida para doenças vasculares periféricas, porém não tem como objetivo substituir outros métodos diagnósticos utilizados na prática clínica, mas sim complementar a avaliação desses pacientes possibilitando avaliar simultaneamente o desempenho funcional e a resposta metabólica muscular(Manfredini *et al.*, 2009).

5. PROTOCOLOS DE AVALIAÇÃO

Vários protocolos podem ser utilizados para avaliação dos ajustes das variáveis obtidas a partir da NIRS. Nessa seção sugerimos protocolos específicos para DAP e IVC, duas condições vasculares que apresentam comprometimentos periféricos que podem ser detectados pela NIRS.

5.1 Manobra de oclusão arterial

Com o paciente posicionado em decúbito dorsal, a NIRS deve ser posicionada na região medial do músculo gastrocnêmio, ao nível da maior circunferência e fixado com faixa elástica(Quaresima *et al.*, 2001; Manfredini *et al.*, 2012). O manguito é constituído de braçadeira confeccionada em nylon, acoplado a um dispositivo pneumático, específica para realização da manobra de oclusão. O mesmo deverá ser posicionado entre o terço médio e distal da

coxa. O paciente permanecerá por três minutos em repouso até a estabilização inicial das medidas de StO₂, HbO₂ e HHb(Yu *et al.*, 2005). Nesse momento, o manguito deverá ser insuflado acima de 250 mmHg até 280 mmHg (Crenshaw *et al.*, 2012; Martin *et al.*, 2013; Mclay *et al.*, 2016). O fluxo sanguíneo para o membro será completamente interrompido quando a insuflação do manguito alcançar esse nível de pressão. Esta pressão será mantida por um período de cinco minutos, até que ocorra a estabilização das medidas(Ferrari *et al.*, 2011; Mclay *et al.*, 2016). Durante este período caso ocorra perda da pressão no sistema o manguito deverá ser re-insuflado até o valor de pressão alvo.

Para garantir que a oclusão ocorra com sucesso, é feito a palpação dos pulsos periféricos e comparados com o membro contralateral. A ausência de pulso periférico garantirá a completa interrupção do fluxo arterial ao membro(Matcher *et al.*, 1995; Boushel *et al.*, 1998; Komiyama *et al.*, 2001). Após a liberação da pressão do manguito o membro inferior apresentará uma hiperemia reativa.

A manobra de oclusão arterial funcionará como uma calibração fisiológica, criando uma escala funcional que possibilitará comparar melhor diferentes indivíduos(Ferrari *et al.*, 2004). Considerando que as variáveis HHb e HbO₂ são fornecidas em unidades arbitrárias pelo software da NIRS se faz necessário a manobra de oclusão para se conhecer o zero fisiológico funcional destas.

O estudo de Quaresima *et al.* (2001) demonstrou que o gastrocnêmio medial é o principal músculo envolvido na flexão plantar dinâmica e que a demanda de oxigênio com o aumento da frequência e duração da contração está associado com o aumento do fluxo sanguíneo(Quaresima *et al.*, 2001). Portanto, o gastrocnêmio é um dos principais músculos estudados. O estudo de Casavola *et al.* (2000) teve como objetivo mensurar o fluxo sanguíneo e o consumo de oxigênio com a NIRS durante uma manobra de oclusão no músculo gastrocnêmio medial em nove locais distintos com uma distância entre eles de 0,5 cm. Apesar de ter sido observado uma variabilidade de fluxo sanguíneo e do consumo de oxigênio nos diferentes pontos, os resultados não sofreram interferência desde que não ocorressem mudanças nas distâncias entre o emissor e receptor do equipamento. Portanto, as mudanças hemodinâmica

locais dos tecidos, em relação a análise do fluxo sanguíneo e do consumo de oxigênio podem ser mensurados pela NIRS por meio do modo *spatially resolved spectroscopy* (Casavola *et al.*, 2000).

5.2 Manobra de oclusão venosa

O paciente deverá ser posicionado em decúbito dorsal na maca, com o rolo de espuma abaixo da fossa poplíteia mantendo o joelho semi-fletido. A NIRS será posicionada no gastrocnêmico medial, ao nível da maior circunferência, do membro mais acometido, e o manguito posicionado entre o terço médio e distal da coxa. Primeiramente serão obtidos os valores basais em repouso. Em seguida será realizada oclusão venosa por meio da insuflação do manguito a valores entre 30 mmHg e 45 mmHg. Os valores de permanência da oclusão encontrados na literatura variam entre vinte segundos a um minuto (De Blasi *et al.*, 1997; Casavola *et al.*, 2000; Abay e Kyriacou, 2015). Ao final da manobra o manguito deve ser desinflado o mais rápido possível para obtenção fidedigna dos valores finais.

Os valores de pressão do manguito estabelecidos para realização da oclusão dependem dos valores de pressão arterial sistólica e diastólica. Valores de pressão sistólica abaixo de 100 mmHg associados a valores de pressão da oclusão altos podem induzir uma oclusão parcial do fluxo arterial (Casavola *et al.*, 2000).

É esperado que durante a manobra de oclusão venosa ocorra um aumento do volume sanguíneo distal à colocação do manguito, ao passo que há uma permanência do fluxo arterial concomitante ao impedimento do retorno venoso. Assim, ocorre o aumento das concentrações de HbO₂ e HHb no momento da oclusão venosa devido a conversão da HbO₂ em HHb, o que permite avaliar o consumo de oxigênio. (Casavola *et al.*, 2000) (Figura 47). No estudo de Casavola *et al.* (2000), foi observado que a StO₂ não atingiu o valor máximo durante a manobra de oclusão venosa, uma vez que o tempo de permanência de oclusão foi de um minuto (Casavola *et al.*, 2000).

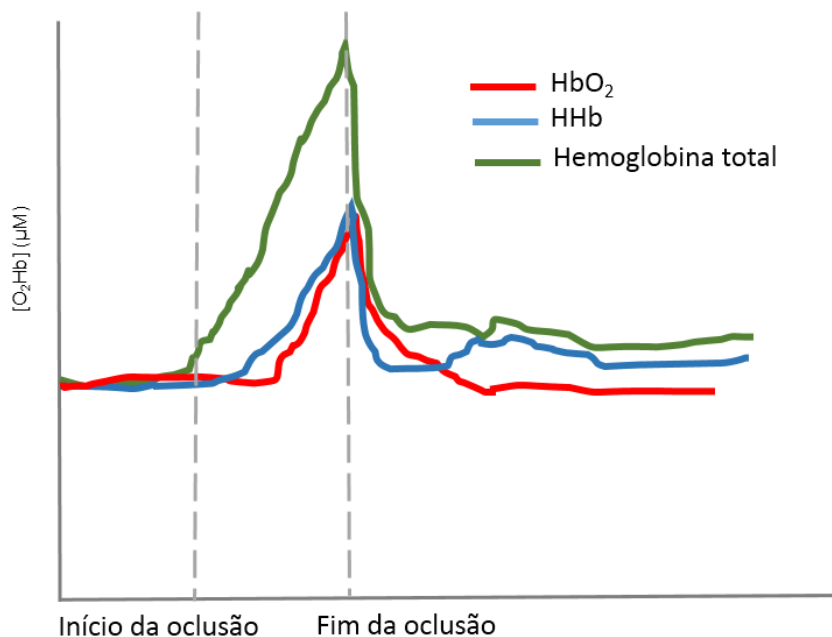


Figura 6. Fonte: acervo pessoal.

A manobra de oclusão venosa permite avaliar, além do consumo de oxigênio, o fluxo sanguíneo e a saturação venosa (Yoxall e Weindling, 1996; Casavola *et al.*, 2000; Lima e Bakker, 2011).

5.3 Teste em esteira com velocidade e inclinação constantes para pacientes com DAP

A capacidade de caminhada de indivíduos com DAP pode ser avaliada por diferentes protocolos em esteira. Atualmente têm sido utilizados tanto protocolos incrementais quanto protocolos com velocidade e inclinação constantes (teste contínuo). A escolha do tipo do teste depende do objetivo da avaliação, do nível de comprometimento do paciente a ser avaliado e da tecnologia disponível, uma vez que para a realização do teste incremental é necessária uma esteira com ajuste automático da inclinação. Para realização do teste contínuo utiliza-se velocidade constante variando de dois a quatro Km/h com 0%, 10% ou 12% de inclinação (Nicolaï *et al.*, 2009). A reprodutibilidade do protocolo em esteira com velocidade constante para indivíduos com DAP não depende da velocidade, mas

sim da inclinação da esteira. Este fato foi demonstrado no estudo de Nicolai *et al.*, 2009, que demonstrou CCI de 0,89 (IC95%: 0,86- 0,91), quando a inclinação da esteira era de 10%(Nicolai *et al.*, 2009). Vale ressaltar a importância da realização deste tipo de protocolo submáximo para avaliar a distância de sintoma claudicante inicial e máximo além dos ajustes das variáveis obtidas pela NIRS em situações reprodutíveis, ou seja, em uma mesma velocidade e inclinação. Portanto, a partir desta avaliação é possível comparar a distância percorrida até o sintoma inicial e máximo, em momentos distintos, utilizando-se o mesmo protocolo.

Considerando as evidências da literatura sugere-se a utilização de protocolo em esteira com velocidade constante a 3,2 Km/h e 10% de inclinação para avaliar a capacidade funcional de indivíduos com DAP (Nicolai *et al.*, 2009). Esta velocidade de 3,2 Km/h e inclinação de 10% permite avaliar tanto indivíduos mais debilitados quanto indivíduos com menor déficit funcional gerado pela DAP. Deverão ser registrados o tempo para o início do sintoma claudicante, distância percorrida até o sintoma inicial, tempo até sintoma claudicante máximo, distância total e tempo de repouso necessário para desaparecer os sintomas. Além disso, deverão ser verificadas as variáveis obtidas pela NIRS. Será realizado um minuto de aquecimento na esteira (iniciando a 2 Km/h até atingir 3,2 Km/h, com inclinação de 0%), no qual será feito incremento progressivo de velocidade e inclinação até atingir 3,2 Km/h e 10%. O teste será realizado até o sintoma isquêmico limitante. Quando o indivíduo atingir o limite máximo será realizado desaquecimento com velocidade de 2,0 Km/h e 0% de inclinação para evitar redução brusca do retorno venoso, com consequente redução do débito cardíaco. Serão realizados de um a dois minutos de desaquecimento de acordo com a tolerância do indivíduo.

5.4 TESTE EM ESTEIRA COM VELOCIDADE E INCLINAÇÃO CONSTANTES PARA INDIVÍDUOS COM IVC

Existem poucos estudos que utilizam protocolos em esteiras para avaliação de indivíduos com IVC. Hosoi *et al.* (1997 e 1999) avaliaram os

indivíduos utilizando a NIRS concomitantemente durante a caminhada em esteira inclinada a 12%, com velocidade constante de 2,4Km/h, durante cinco minutos. Durante o protocolo as variáveis HbO₂ e HHb, (Hosoi *et al.*, 1997; Hosoi *et al.*, 1999) nos indivíduos sem IVC, reduzem no momento da contração da panturrilha e gradualmente retornaram aos valores basais. Já nos indivíduos com IVC, por sua vez, a queda da HHb é mais precoce na fase inicial do exercício, e posteriormente se elevaram acima dos valores basais devido ao refluxo presente na musculatura da panturrilha (Figura 48). A variável HbO₂ apresenta comportamento similar em ambas populações e não apresenta variações significativas(Hosoi *et al.*, 1997; Hosoi *et al.*, 1999).

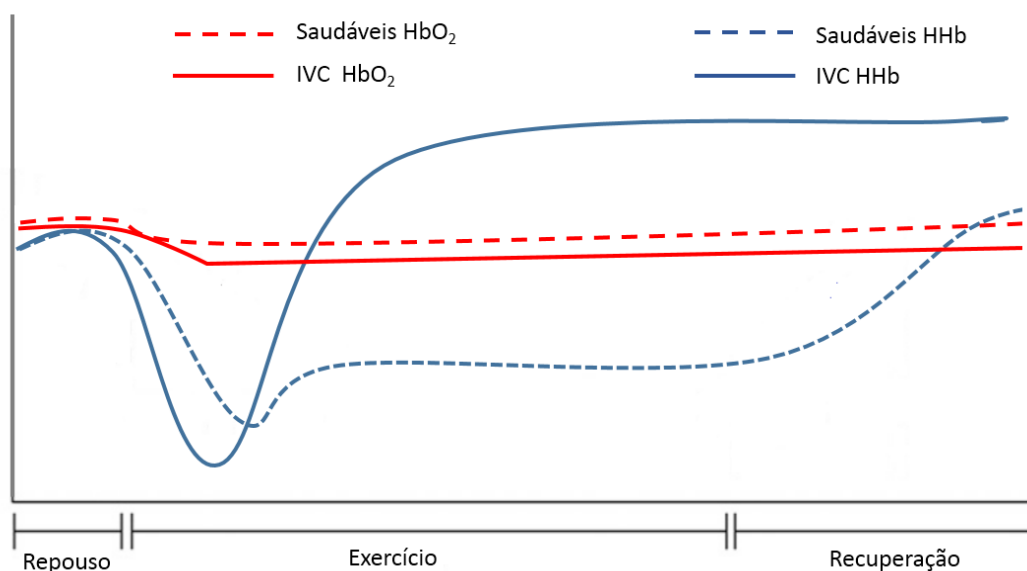


Figura 7. Alterações das variáveis de HbO₂ e HHb durante o teste de esteira com velocidade constante, em indivíduos saudáveis e com IVC. Fonte: acervo pessoal.

5.5 PROTOCOLO DE PLETISMOGRAFIA PARA INDIVÍDUOS COM IVC

O indivíduo permanece deitado por cinco minutos, passando para a posição ortostática de forma rápida, com o membro a ser avaliado sem apoio até que se obtenha um platô na variável HHb. Posteriormente é solicitado que o indivíduo coloque o membro avaliado apoiado no chão e realize uma flexão plantar bipodal. Após a realização deste movimento o membro analisado novamente não poderá ficar em apoio até que HHb estabeleça um platô,

novamente. Em seguida é solicitado o apoio novamente da perna avaliada para a realização de 10 flexões plantares em apoio bipodal, com consequente repouso do membro até estabilização dos dados (Figura 47) (Yamaki *et al.*, 2006; Yamaki *et al.*, 2011).

6. INTERPRETAÇÃO DE DADOS DA NIRS

A maioria dos aparelhos de NIRS fornece informações sobre as alterações das concentrações de HbO₂ e HHb, a partir de um valor basal, e a StO₂ tecidual. Alguns equipamentos são capazes de mensurar citocromo c oxidase e consumo de oxigênio local. Certas variáveis são obtidas de forma direta ou indireta (necessário para a sua obtenção realização de manobras específicas) (Ferrari *et al.*, 2004; Lima e Bakker, 2011).

6.1 Variáveis primárias de mensuração direta

6.1.1 Oxihemoglobina (HbO₂):

Concentração de hemoglobina ligada ao oxigênio. Alguns equipamentos permitem a obtenção do valor absoluto, sendo que a maioria fornece a variação das suas concentrações nos tecidos (Unidade medida: U.A = unidade arbitrária ou μM = micrômetros) (Quaresima *et al.*, 2004; Boezeman *et al.*, 2016).

6.1.2 Deoxihemoglobina (HHb):

Hemoglobina que não está ligada ao oxigênio, pode ser mensurada de forma absoluta ou suas variações dependendo do tipo do equipamento (Unidade medida: U.A = unidade arbitrária ou μM = micrômetros)(Quaresima *et al.*, 2004; Boezeman *et al.*, 2016).

6.1.3 Saturação tecidual de oxigênio (StO₂):

Resultado da relação entre a HHb e HbO₂, refletindo assim, o oxigênio disponível e o consumido pelo tecido local avaliado (Quaresima *et al.*, 2001). A saturação tecidual de O₂ (StO₂) é obtida baseado na relação das concentrações da HbO₂ e HHb, pela fórmula $[\text{HbO}_2 / (\text{HbO}_2 + \text{HHb})] \times 100$ e é expressa em porcentagem

(Boezeman *et al.*, 2016). Como os vasos presentes nos tecidos apresentam diferentes quantidades e complacências, com predomínio do compartimento venoso, acredita-se que há uma contribuição maior deste para obtenção da variável de StO_2 . (Unidade de medida = %)(Quaresima *et al.*, 2001).

Observação: O oxímetro de pulso permite mensuração da saturação periférica arterial de oxigênio (SpO_2) e se diferencia da saturação mensurada pela NIRS, pois tem como objetivo demonstrar o comportamento global da circulação corpórea, por meio da avaliação de um sinal pulsátil arterial. Em contrapartida, a StO_2 obtida pela NIRS refere-se às mudanças teciduais locais desta variável.

6.1.4 Citocromo c oxidase mitocondrial (Cita3):

É um componente da cadeia respiratória mitocondrial, considerado como fotoreceptor primário(Karu, 1987). Este apresenta um pico de absorção no IV-próximo (comprimento de onda de 850nm), que é perdido em situações de hipóxia, o qual faz com que esta variável modifique-se para o estado reduzido, dificultando sua mensuração. (Unidade de medida = μM)(Quaresima *et al.*, 2004).

6.2 Variáveis Secundárias (Mensurados De Forma Indireta).

6.2.1 Variáveis das manobras de oclusão arterial

- Saturação tecidual basal/ inicial em repouso ($StO_{2\text{ inicial}}$). Pode ser obtida pela média dos valores da saturação, em 30 ou 60 segundos antes do início da oclusão arterial, com o indivíduo em repouso, em decúbito dorsal, expressa em porcentagem.
- Saturação tecidual ao final da oclusão ($StO_{2\text{ final}}$). Valor mínimo de StO_2 ao final da manobra de oclusão, antes de desinsuflar o cuff.
- Variação ou delta da saturação durante a manobra de oclusão (ΔStO_2 oclusão). Diferença entre StO_2 inicial e final da manobra de oclusão.
- Variação ou delta da HHb durante manobra de oclusão (ΔHHb oclusão). Diferença entre valores iniciais e finais de $HHbO_2$ da manobra.

- Variação ou delta da HbO₂ (ΔHbO_2). Diferença entre valores iniciais e finais de HbO₂ da manobra.
- Variação ou delta da HbO₂ nos primeiros 60 segundos (ΔHbO_2_{60s}). Diferença entre o valor inicial até o final dos primeiros 60 segundos do início da manobra de oclusão.
- Tempo de desoxigenação. Tempo após a oclusão em segundos, até chegar ao menor valor de StO₂ tecidual. Pode ser igual ao tempo total de oclusão da manobra ou pode ser alcançado anteriormente, quando se forma um platô de desoxigenação. O tempo a ser medido neste caso é até alcançar esse platô.
- Taxa de desoxigenação. Velocidade da queda da StO₂ durante a manobra de oclusão, expressa em %/s, calculada pelo delta da StO₂ dividido pelo tempo de desoxigenação em segundos;
- Consumo de oxigênio muscular em repouso (mVO₂) – calculado considerando a variação da HbO₂ nos primeiros 60 segundos da desoxigenação na manobra de oclusão arterial, convertendo os valores de $\mu\text{M.s}^{-1}$ em $\text{mLO}_2\text{min.100g}$, calculado através da fórmula: $\text{mVO}_2 = \text{Abs}(((\Delta\text{HbO}_2 \times 60) / (10 \times 1.04)) \times 4) \times 22,4 / 1000$; onde Abs representa os valores absolutos do delta da HbO₂ fornecido pelo equipamento.
- Tempo de reoxigenação ou T100. Tempo em segundos entre o final da oclusão e o retorno aos valores basais de StO₂.
- Taxa de reoxigenação – velocidade de reoxigenação tecidual, expressa em porcentagem de StO₂ pelo tempo em segundos ($\%\text{s}^{-1}$). Calculada a partir do final da oclusão pelo delta da StO₂ dividido pelo tempo de reoxigenação.
- Presença de hiperemia reativa. Curva de hiperemia com valores de StO₂ acima dos níveis basais.
- Delta da StO₂ na hiperemia reativa. Diferença entre o maior valor de StO₂ na hiperemia e o valor basal.

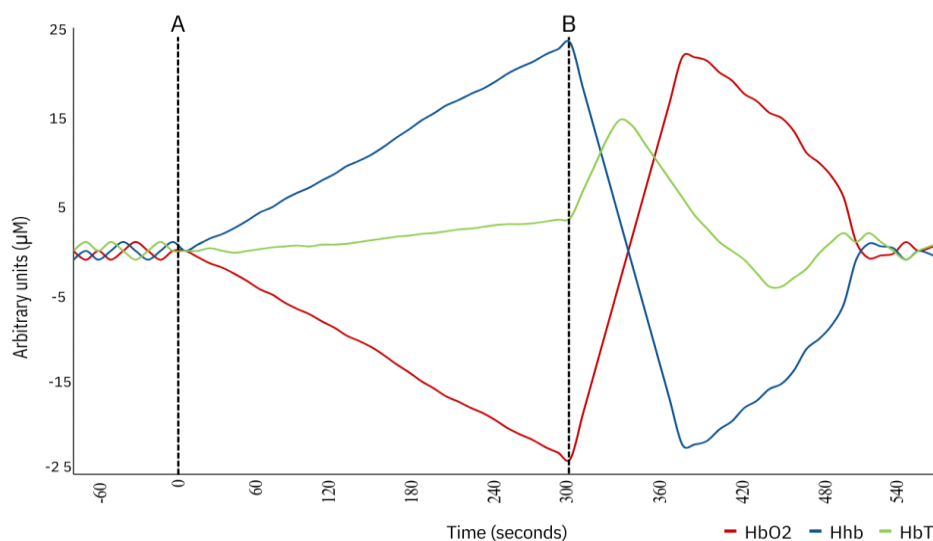


Figura 8. Ilustração esquemática da variação de HHb, HbO_2 e HbT durante manobra de oclusão arterial com uso da NIRS. Legenda: HHb: desoxihemoglobina; HbO_2 : oxihemoglobina; HbT: hemoglobina total; A: início da oclusão arterial; B: fim da oclusão arterial. Fonte: acervo pessoal.

6.2.2 Variáveis da manobra de oclusão venosa

- Tempo de reoxigenação: tempo gasto para que o valor de StO_2 retorne ao basal após manobra de oclusão venosa.
- Variação da StO_2 durante manobra de oclusão ($\Delta\text{StO}_2_{\text{oclusão}}$): Diferença entre StO_2 do final e início da manobra de oclusão venosa.
- Variação da HHb durante manobra de oclusão ($\Delta\text{HHb}_{\text{oclusão}}$): Diferença entre HHb do final e início da manobra de oclusão venosa.
- Variação da HbO_2 (ΔHbO_2) diferença entre HbO_2 do final e início da manobra de oclusão venosa.
- Fluxo sanguíneo muscular (FSM): consiste na quantidade de hemoglobina total que aumenta com o tempo de oclusão venosa. Em alguns modelos de equipamentos da NIRS esta variável pode ser fornecida, ou mesmo é possível obtê-la por meio de cálculos, dentre os quais há uma variedade descritos na literatura, que levam em consideração o valor total de hemoglobina muscular (que pode ser analisado de forma laboratorial ou considerar o valor de 2,3mM), como

também o total de hemoglobina sanguínea (Kooijman *et al.*, 1997; Casavola *et al.*, 2000; Quaresima *et al.*, 2001; Boezeman *et al.*, 2016).

- Consumo de oxigênio muscular (mVO₂): corresponde ao valor de conversão de HbO₂ para Hbb durante a manobra de oclusão venosa ou arterial. Esta variável pode ser fornecidas em alguns modelos de equipamentos ou através de cálculos existentes na literatura. Para sua mensuração deve-se considerar a concentração total de hemoglobina muscular e a concentração de hemoglobina sanguínea (Kooijman *et al.*, 1997; Casavola *et al.*, 2000; Quaresima *et al.*, 2001; Boezeman *et al.*, 2016).

6.2.3 Variáveis relativas ao teste de esforço para doença arterial periférica

- Saturação tecidual inicial, antes de iniciar o teste - (StO₂ inicial %);
- Saturação tecidual ao final do teste – (StO₂ final %);
- Variação ou delta da StO₂ (Δ StO₂) – diferença entre os valores iniciais e finais de StO₂ dos testes;
- Menor valor de StO₂ durante o teste. Valor ao atingir o platô de desoxigenação;
- Delta de StO₂ platô – diferença entre o valor de StO₂ inicial e SatO₂ do platô de desoxigenação;
- Variação ou delta da HbO₂ - diferença entre o valor inicial e o final de HbO₂ durante o teste;
- Variação ou delta da HHb - diferença entre o valor inicial e o final de HHb durante o teste;
- Tempo de desoxigenação: tempo do início do teste até atingir o menor valor de StO₂ no platô de desoxigenação (em segundos);
- Taxa de desoxigenação – velocidade da queda da StO₂ durante o teste funcional, expressa em %/segundos, calculada pelo delta da StO₂ platô dividido pelo tempo de desoxigenação em segundos;
- Tempo de resistência: tempo até o fim do teste (em segundos), após o indivíduo atingir a menor StO₂ no platô de desoxigenação;
- Saturação média do teste. Média dos valores de StO₂ durante os testes;

- Tempo de reoxigenação ou T 100 - tempo entre o final do teste e o retorno aos valores basais de StO₂ em segundos.
- Tempo de reoxigenação T50 - 50% do tempo entre o final do teste e o retorno aos valores basais de StO₂.
- Taxa de reoxigenação – velocidade de reoxigenação tecidual, expressa em porcentagem de StO₂ pelo tempo em segundos (%s⁻¹). Calculada a partir do final do teste pelo delta da StO₂ dividido pelo tempo em segundos.
- Presença da curva de hiperemia reativa – sim ou não.
- Delta da StO₂ na hiperemia reativa. Diferença entre o maior valor de StO₂ na hiperemia e o valor basal.
- Economia de caminhada relativa a StO₂ (Metros/ Δ StO₂): economia de caminhada verificada pela relação da distância percorrida para cada unidade de queda da StO₂ durante o teste da esteira;
- Economia de caminhada relativa a HHb (Metros/ Δ HHb): economia de caminhada verificada pela relação da distância percorrida para cada unidade de aumento da HHb durante o teste da esteira

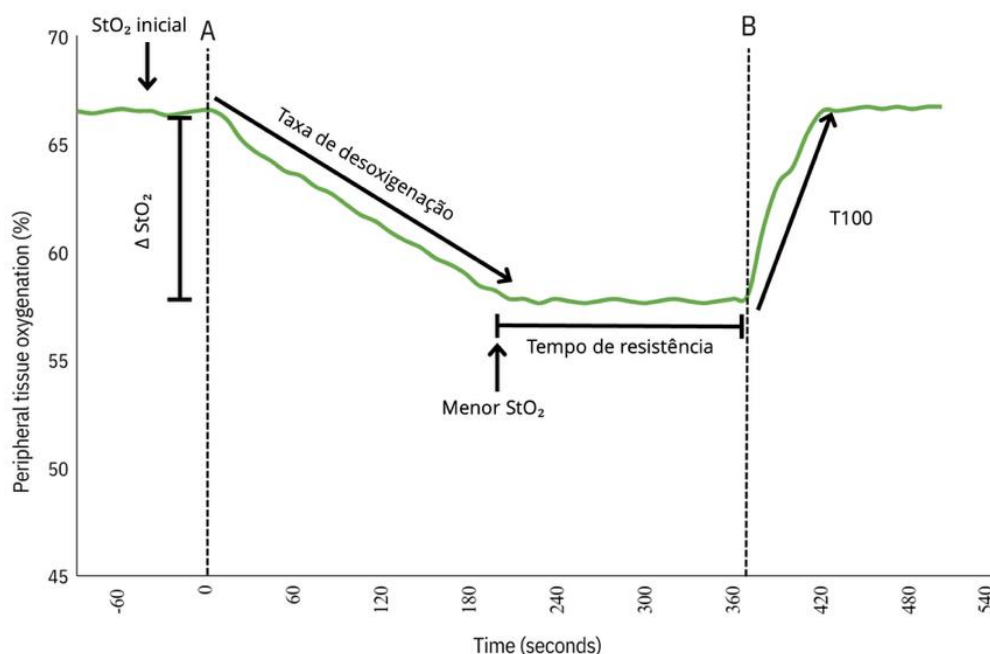


Figura 9. Ilustração esquemática gráfica das variáveis da NIRS durante o teste de esforço. Legenda: StO₂: saturação tecidual periférica; T100: tempo de reoxigenação; A: início do teste de esforço, B: fim do teste de esforço

- Área sob a curva (AUC) – Alguns autores têm avaliado o comportamento das variáveis HbO_2 , HHb e StO_2 durante o teste funcional através da medida da área no gráfico. Essa análise pode ser realizada referente a qualquer fase do teste de acordo com o interesse do pesquisador. Pode ser determinado um período fixo de tempo durante o teste funcional, ou, selecionar o período referente à fase de desoxigenação ou reoxigenação teciduais. A AUC gerada pelos sinais da HbO_2 foi capaz de detectar acentuada desoxigenação em indivíduos com DAP quando comparados à saudáveis (Manfredini et al., 2009). Os mesmos parâmetros foram usados comparando desempenho entre indivíduos com DAP com ou sem diabetes para reportar claudicação durante teste funcional (Manfredini et al., 2015).

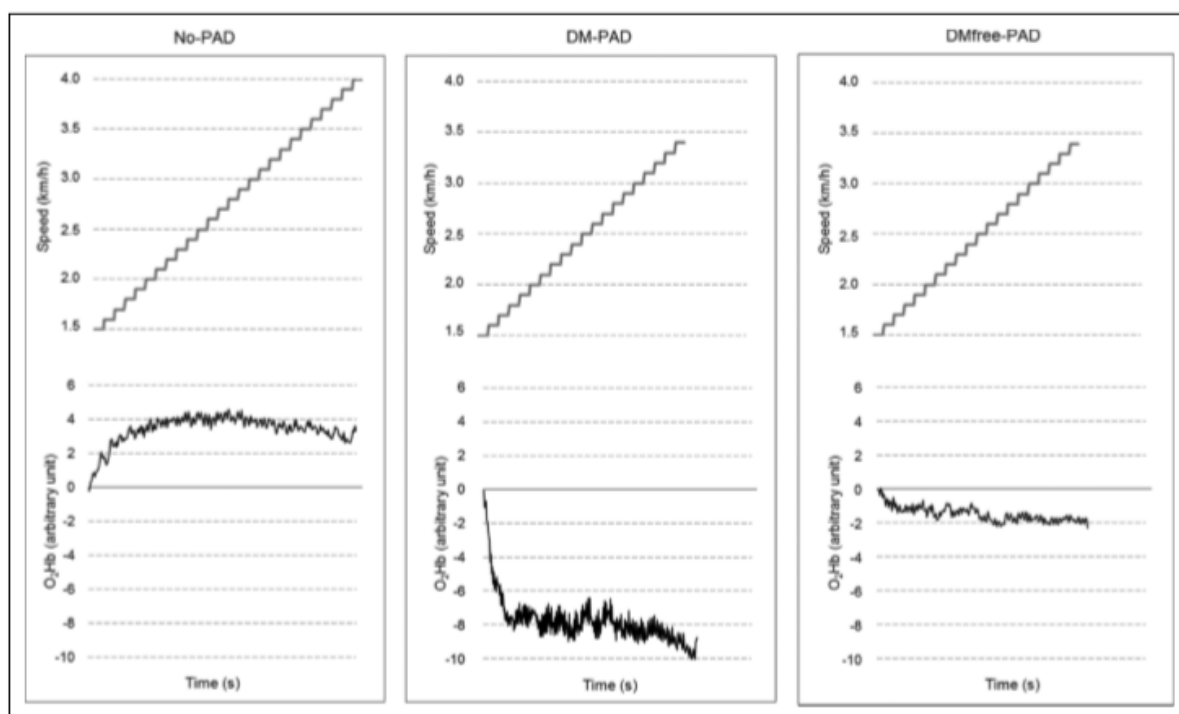


Figure 3. Incremental test progression and corresponding HbO_2 trace collected by NIRS in No-PAD, DM-PAD, and DM_{free}-PAD groups. HbO_2 indicates oxygenated hemoglobin; NIRS, near-infrared spectroscopy; No-PAD, individuals without peripheral arterial disease; DM-PAD, patients with peripheral arterial disease with diabetes; DM_{free}-PAD, patients with peripheral arterial disease without diabetes.

Imagem 10. Comparação da oxigenação muscular entre indivíduos com DAP e DM. Fonte: Manfredini et al, 2009.

6.2.4 Variáveis relativas ao teste de esforço para insuficiência venosa

- Índice de retenção venosa ambulatorial (IRVA): é obtido por meio da mudança em nível sérico da HHb. Esse índice é definido a partir de dois valores durante a caminhada: valor de R, ou seja, a diferença entre o valor mais alto de HHb e o menor valor; e o valor de E é a diferença entre o valor basal e o valor mais baixo de HHb. Posteriormente IRVA é obtido pela razão entre valores de R e E (Hosoi *et al.*, 1997; Hosoi *et al.*, 1999) (Figura 3).

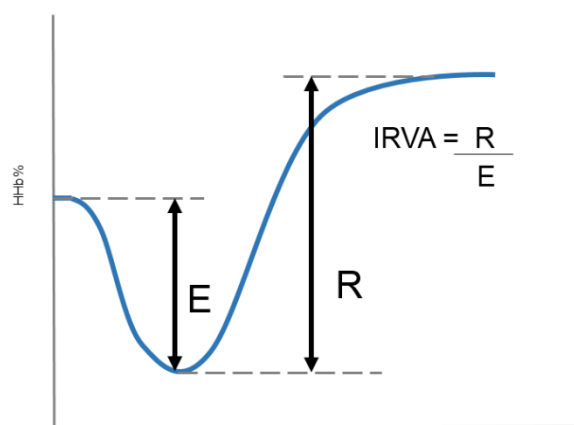


Figura 11. Forma de obtenção da variável IRVA. Fonte: acervo pessoal.

6.2.5 Variáveis obtidas por meio do protocolo de pletismografia

Estas variáveis foram avaliadas nos estudos de Yamaki *et al* (2006; 2011) e são obtidas concomitantemente a realização do protocolo de movimento da pletismografia a ar (figura 4) (Yamaki *et al.*, 2006; Yamaki *et al.*, 2011):

- Volume venoso de HHb (VV_HHb): corresponde ao volume total de enchimento venoso de HHb após o indivíduo realizar a mudança de decúbito dorsal para posição ortostática.
- 90% do tempo de enchimento venoso de HHb (TE90%_HHb): corresponde a 90% do tempo gasto para o enchimento do VV_HHB no sistema venoso.
- 90% volume venoso de HHb (VV90%_HHb): corresponde a 90% do valor de VV_HHb.

- Índice de enchimento venoso de HHb (IEV-HHb): obtido pela razão de $VV90\%_{HHb}$ por $TE90\%_{HHb}$.
- Volume de ejeção de HHb (VE_{HHb}): a variável obtida pela diferença entre o menor valor de HHb, após o indivíduo ter realizado uma flexão plantar, e o VV_{HHb} .
- Fração de ejeção de HHb (FE_{HHb}): é calculado pela razão entre o VE_{HHb} e VV_{HHb} ($FE_{HHb} = VE_{HHb} / VV_{HHb}$).
- Esvaziamento venoso de HHb (EV_{HHb}): Δ da variável VV_{HHb} até o menor valor obtido durante a realização das dez flexões plantares.
- Volume residual de HHb (VR_{HHb}): obtido após a realização das dez flexões plantares, onde pode-se observar que ocorre aumento da variável HHb acima dos valores de VV_{HHb} . Assim o valor de VR_{HHb} refere-se ao Δ de HHb desde o valor de VV_{HHb} até o valor mais alto após a realização das 10 flexões plantares.
- Fração de volume residual (FVR_{HHb}): obtido pela razão entre VR_{HHb} e VV_{HHb} ($FVR = VR_{HHb} / VV_{HHb}$).

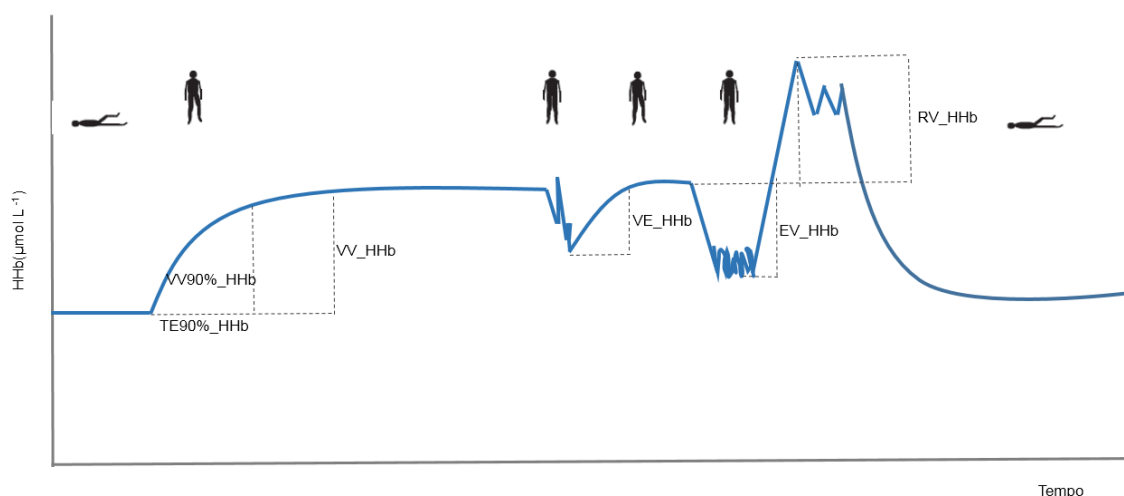


Figura 12. Protocolo de avaliação de pletismografia utilizando a NIRS. Fonte: acervo pessoal.

7 MANEJO DO SISTEMA PORTAMON (ARTINIS®, HOLANDA)

Recomenda-se a visualização do vídeo introdutório disponibilizado pela, a Artinis Medical Systems, para uma compreensão inicial mais clara sobre o funcionamento da tecnologia NIRS e uso do software Oxysoft:

7.1 Preparação Do Equipamento.

- 1- Ligar o Notebook e Plugar Dongle USB (chave Rocky4) e adaptador bluetooth colocando na porta BT (conectar antenna maior). (Figura 5)



Figura 13. Fonte: acervo pessoal.

- 2- Pegar NIRS e colocar bateria (aparelho liga automaticamente) (Figura 6)



Figura 14. Fonte: acervo pessoal.

- 3- Envolver uma única camada de papel filme na NIRS (Figura 7)



Figura 15. Fonte: acervo pessoal.

- 4- Preparar a área que será avaliada, no grupo muscular de interesse.
Realizar tricotomia se necessário
- 5- Fixar aparelho com as luzes posicionada superiormente (Figura 8)



Figura 16. Fonte: acervo pessoal.

7.2 Manuseio Do Software Para Coleta De Dados

- 6- Abrir Oxysoft

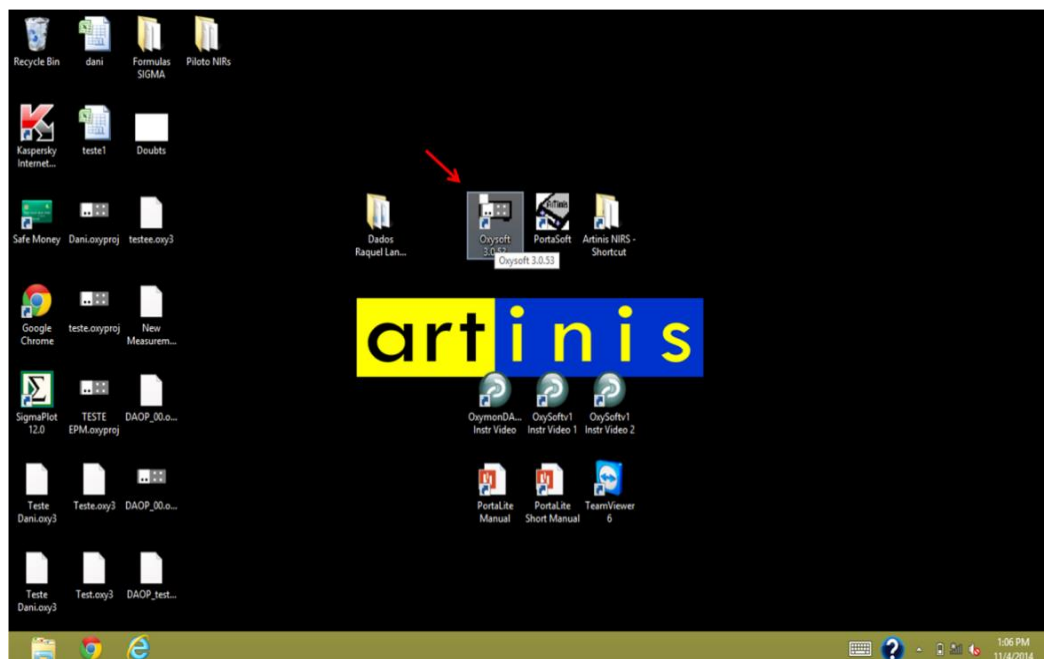


Figura 17. Fonte: acervo pessoal.

NO OXYSOFT

7- Clicar no Guia “File”.

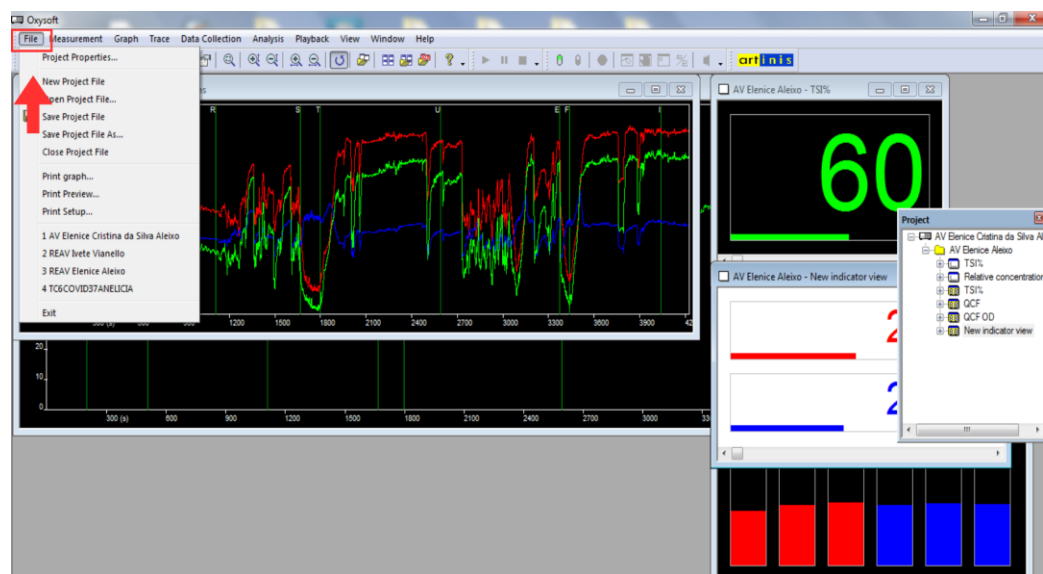


Figura 18. Fonte: acervo pessoal.

8- Abrir novo projeto – “New Project File”

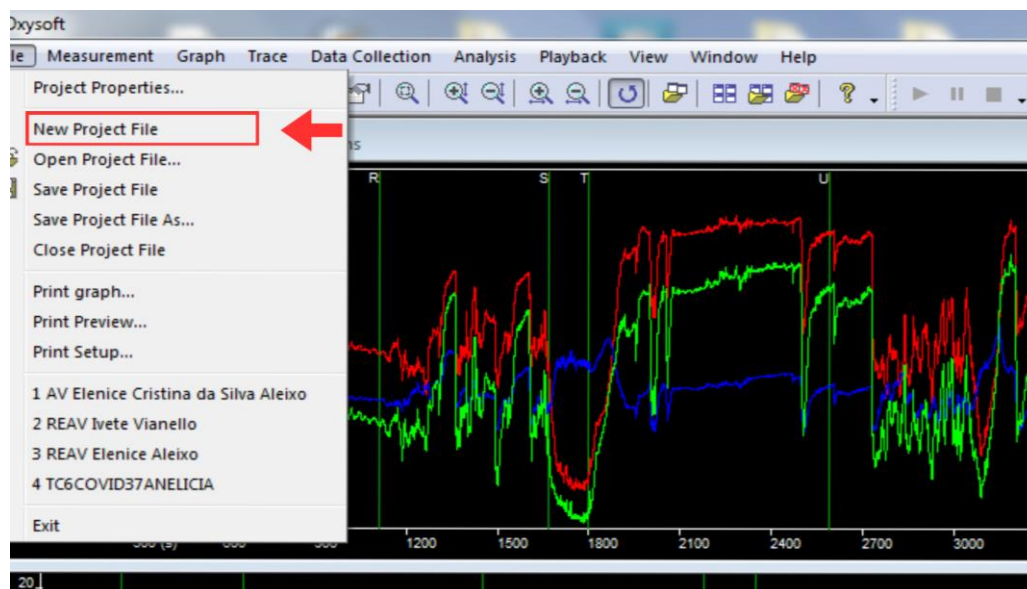


Figura 19. Fonte: acervo pessoal.

9- Salvar o novo projeto – “File -> Save Project File AS”.

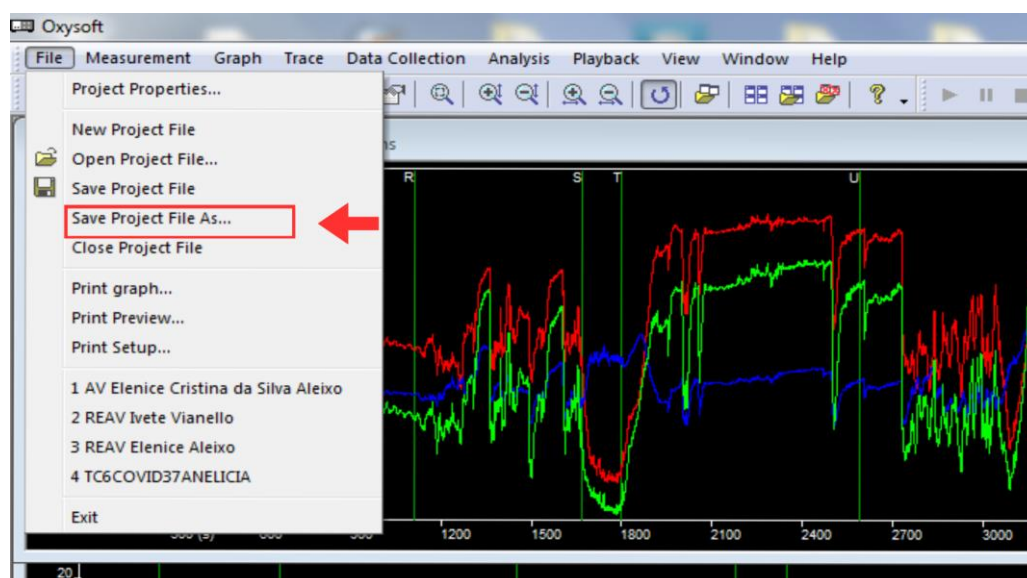


Figura 20. Fonte: acervo pessoal.

10- Salvar com a identificação do sujeito da pesquisa.

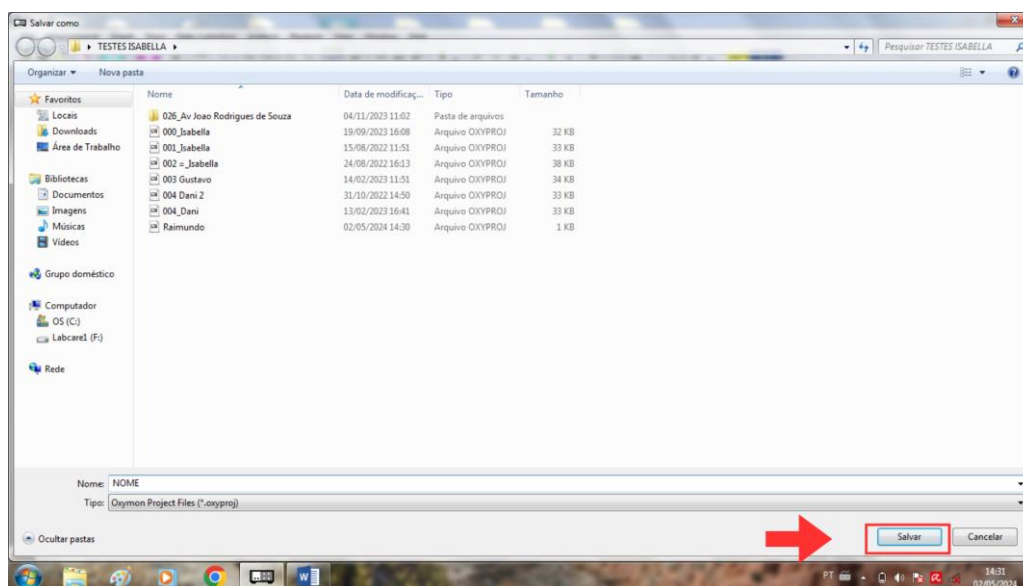


Figura 21. Fonte: acervo pessoal.

11- Criar as medidas do novo projeto – Clicar em “Measurement -> Create measurement and Start Device (Wizard)”.

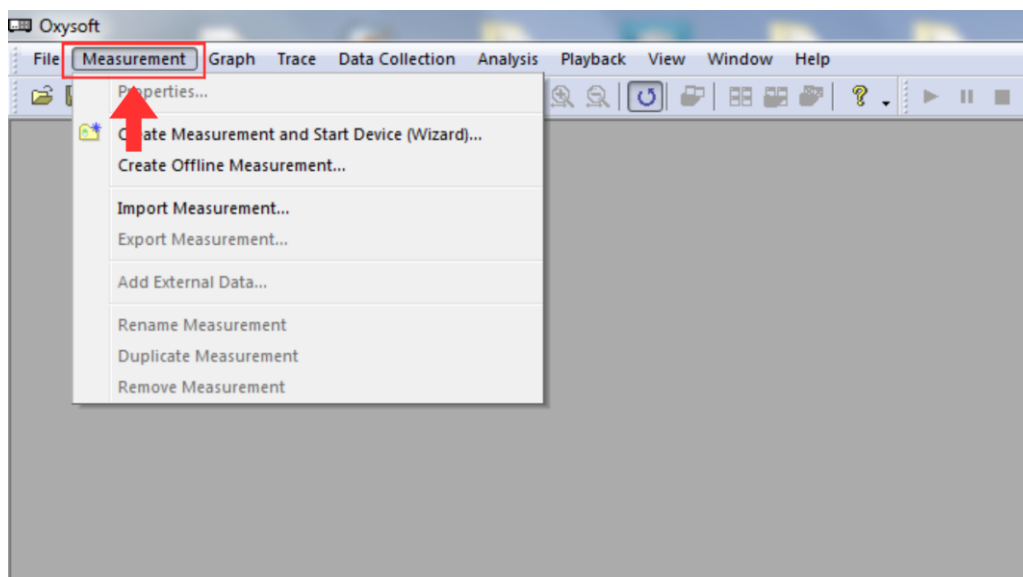


Figura 22. Fonte: acervo pessoal.

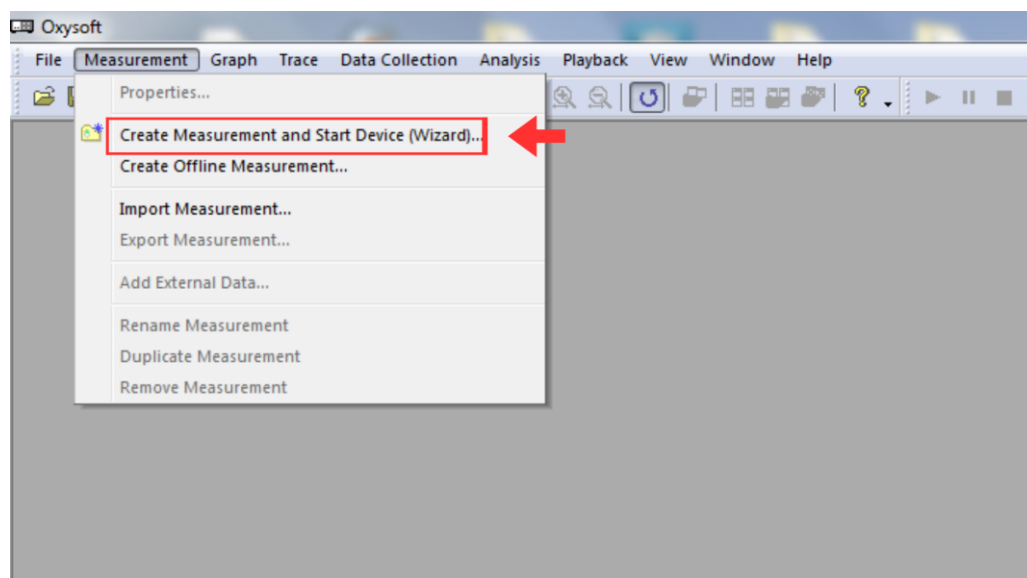


Figura 23. Fonte: acervo pessoal.

12-Abrirá nova janela onde deve nomear a medida (Ex: teste de oclusão; teste de esteira; repouso; avaliação do paciente)

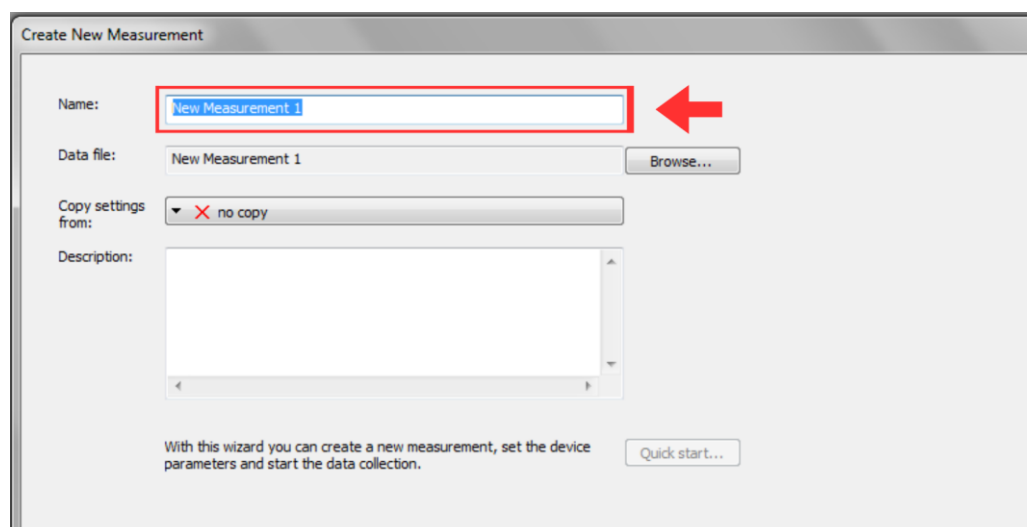


Figura 24. Fonte: acervo pessoal.

13- No campo “copy settings from”, selecionar – “Portamon TSI”

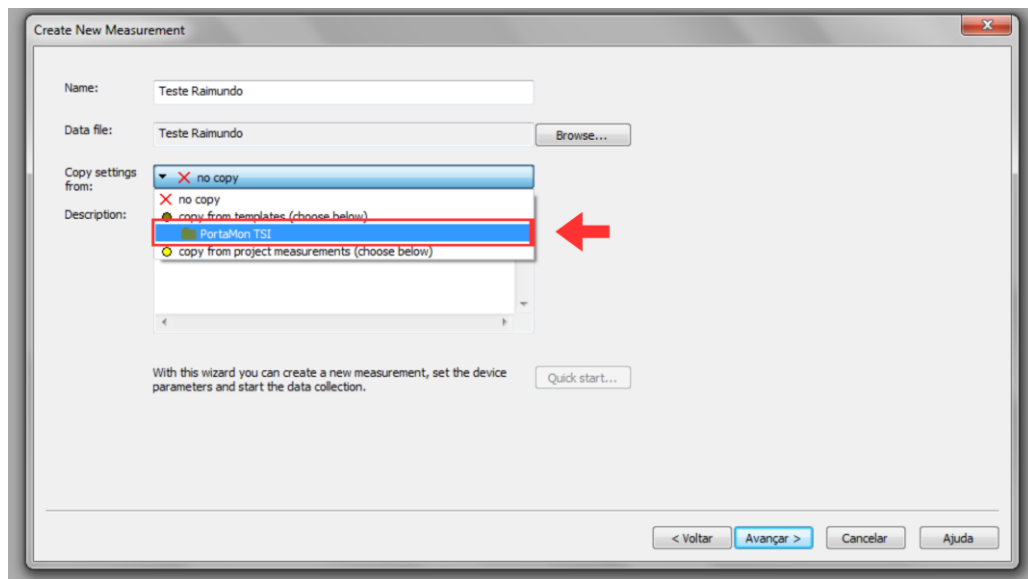


Figura 25. Fonte: acervo pessoal.

14- Clicar em “Next ou avançar”.

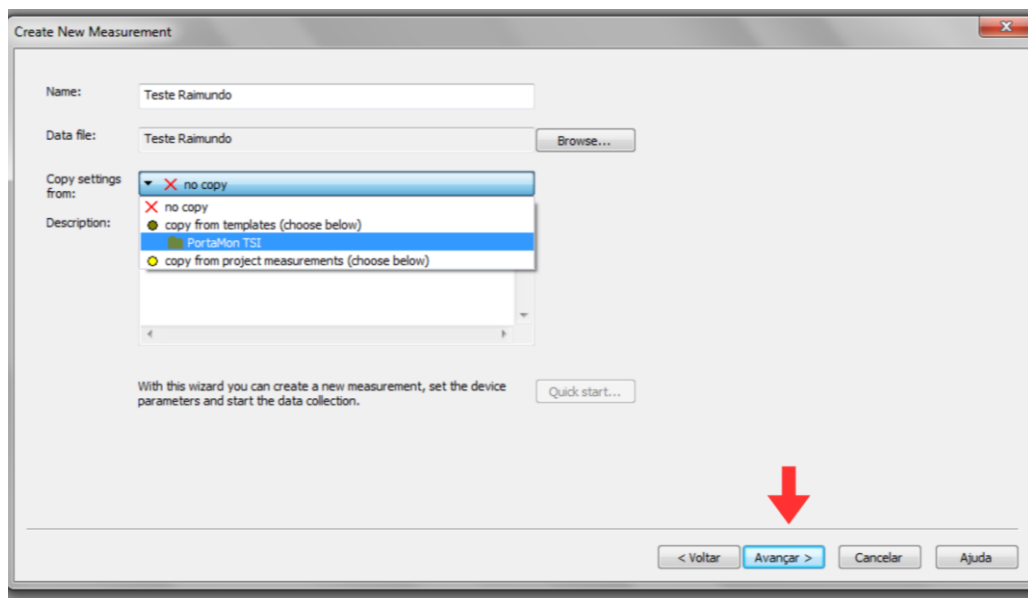


Figura 26. Fonte: acervo pessoal.

15- Abrirá nova janela: “DIALOG”

- 15-Selecionar dispositivo da NIRS que estiver em uso “349 ou 1141” e clicar em “CONECT”

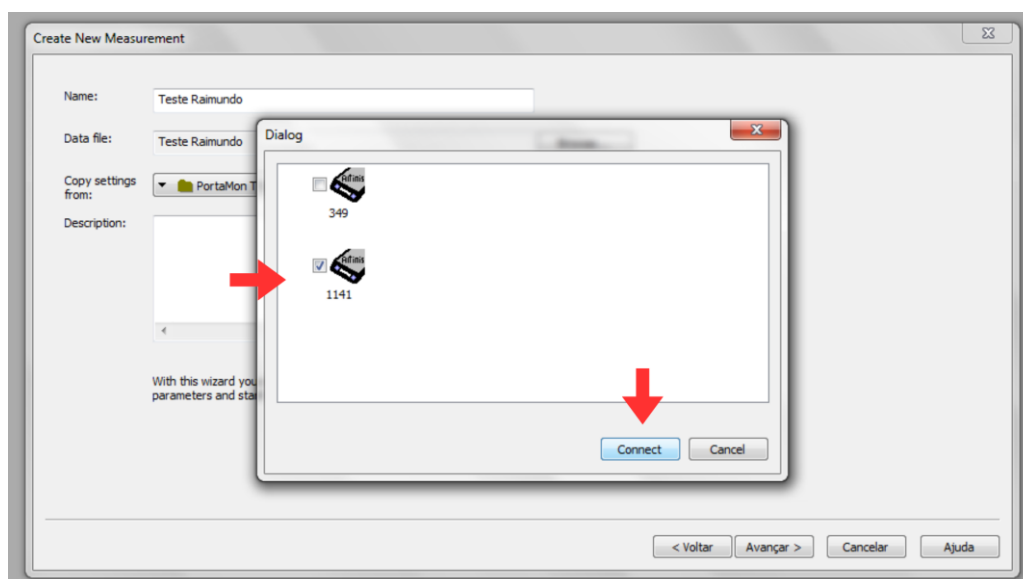


Figura 27. Fonte: acervo pessoal.

- 16- Caso a conexão não seja realizada espontaneamente deve apertar e segurar o botão roxo da esquerda do aparelho NIRS até acender a luz azul no aparelho.

- 17-Assim que conectar vai aparecer uma nova tela “Optode_Template”. Selecionar a opção 1 Channel TSI QCF. Clicar em “next ou avançar”.

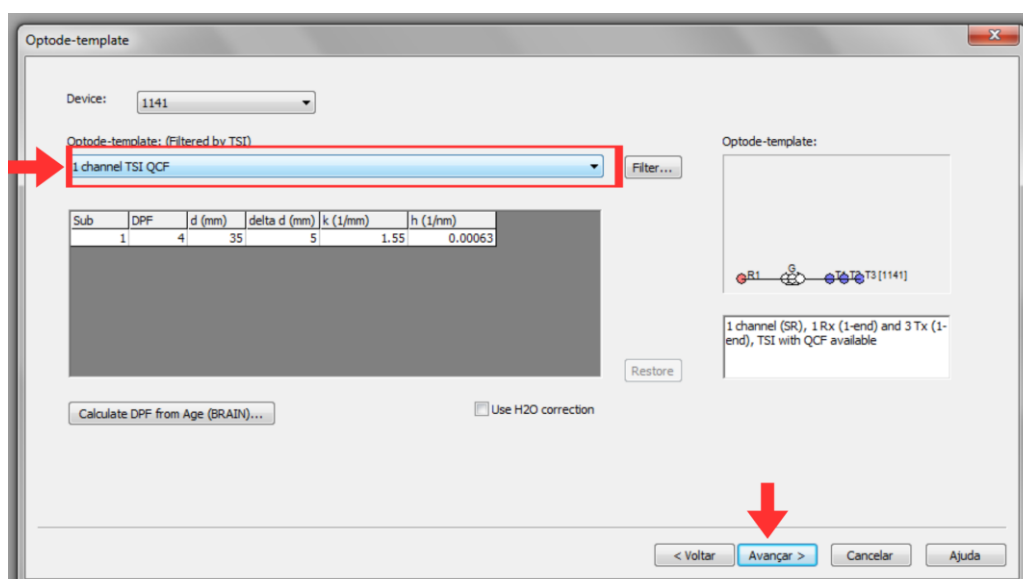


Figura 28. Fonte: acervo pessoal.

18-Clicar novamente em “next ou avançar”.

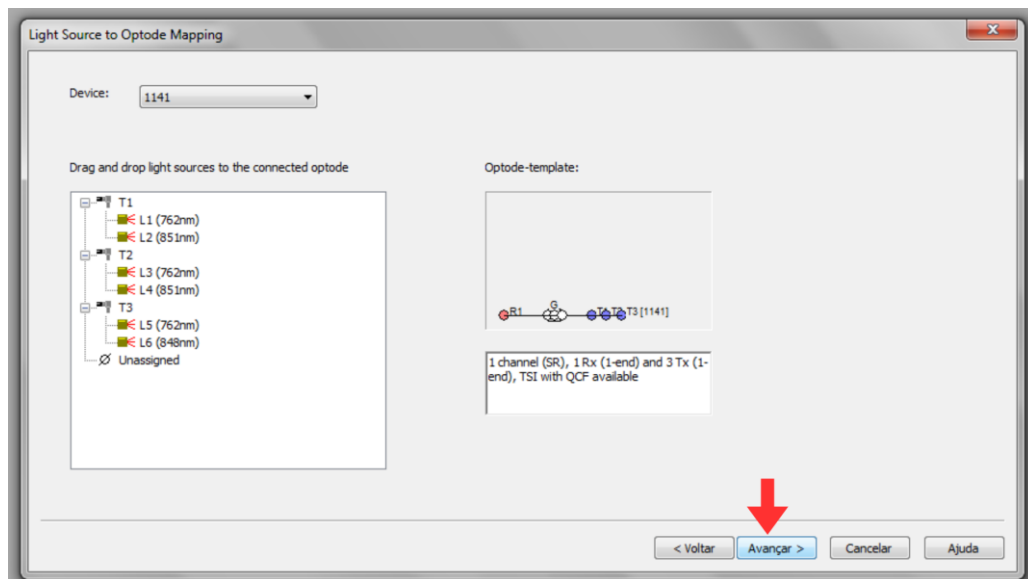


Figura 29. Fonte: acervo pessoal.

19-Na tela Device_Setting: Selecionar opção subtemplate e clicar em avançar

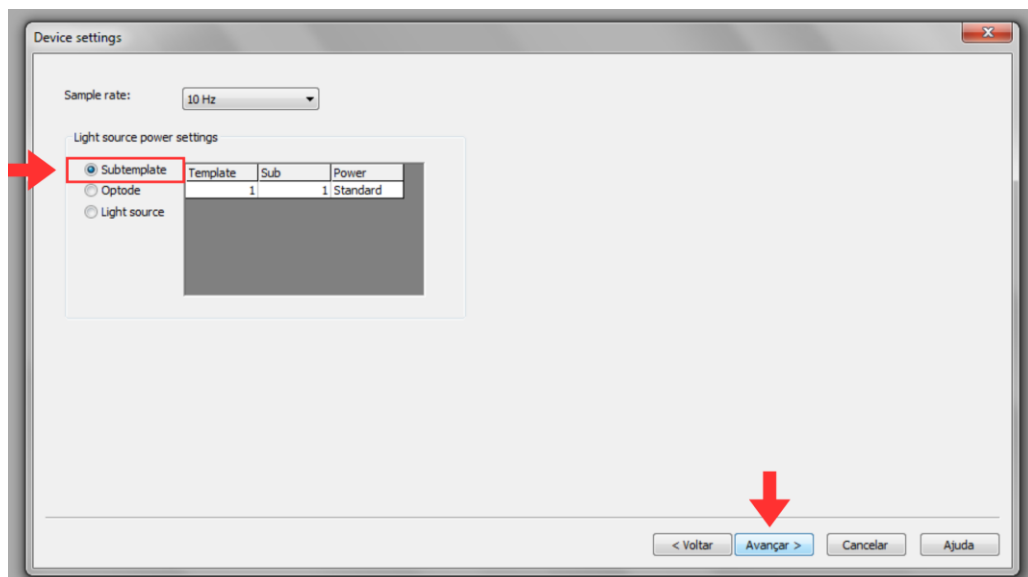


Figura 30. Fonte: acervo pessoal.

- 20- Na tela “Further Options”: Selecionar Start Measurement After Wizard. Adaptar o sensor da NIRS no paciente e somente depois, clicar em Finish ou concluir.

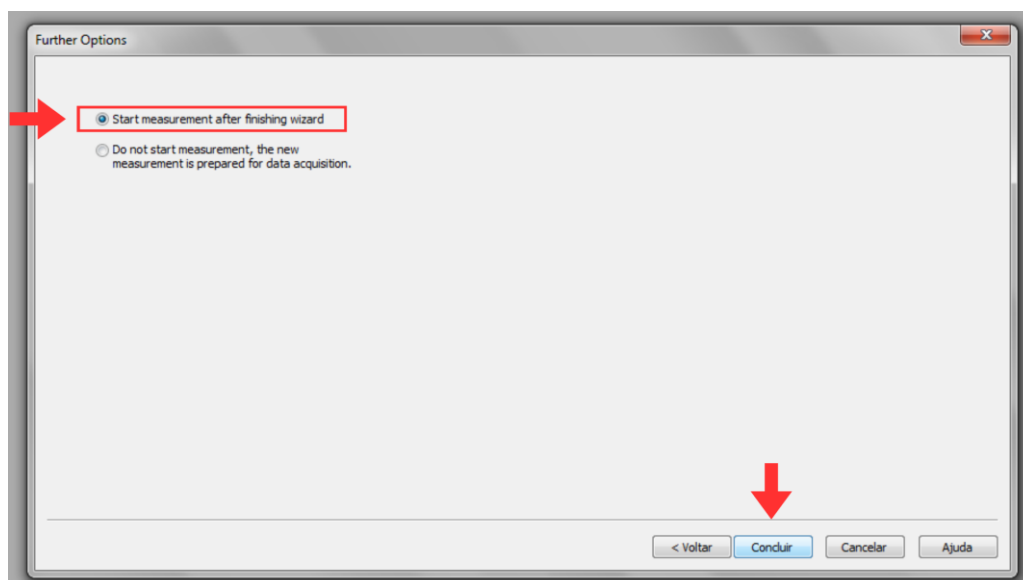


Figura 31. Fonte: acervo pessoal.

- 21- Os dados do paciente vão ser captados, aparecendo na tela os gráficos de HbO_2 , HHb , Hb_{Total} e StO_2 .

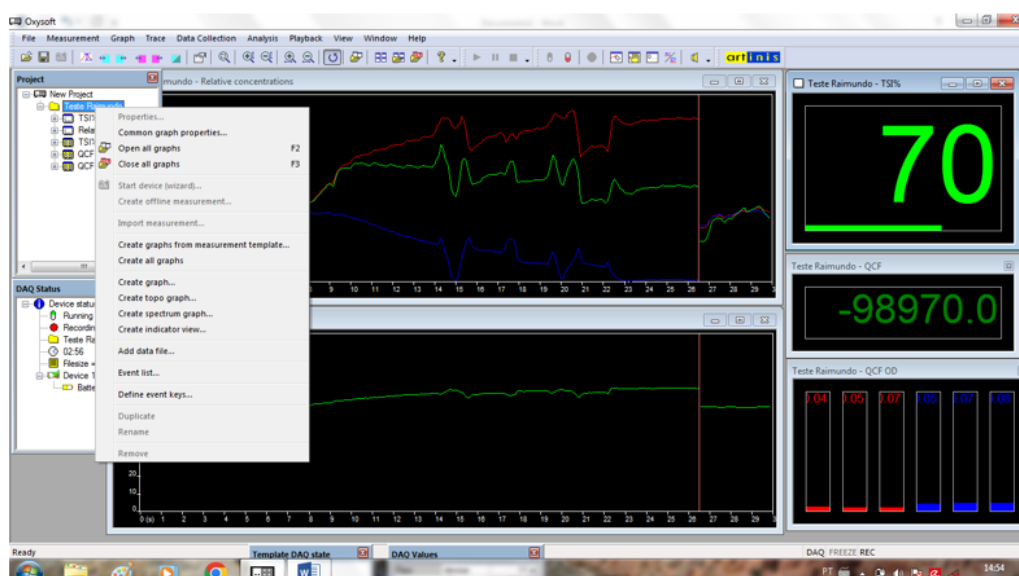


Figura 32. Fonte: acervo pessoal.

- 22- Para obter a janela de visualização dos valores de HbO₂ e HHb: clicar com o botão **DIREITO** na pasta amarela do paciente e selecionar a opção “create indicator view”.

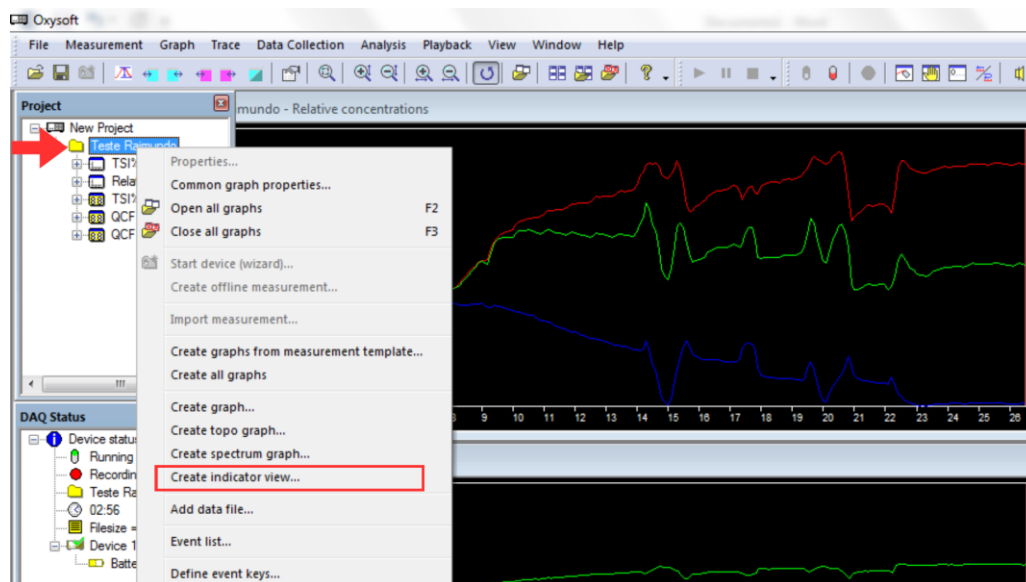


Figura 33. Fonte: acervo pessoal.

- 23- Abrirá a janela “Indicator properties”. Clicar em OK.

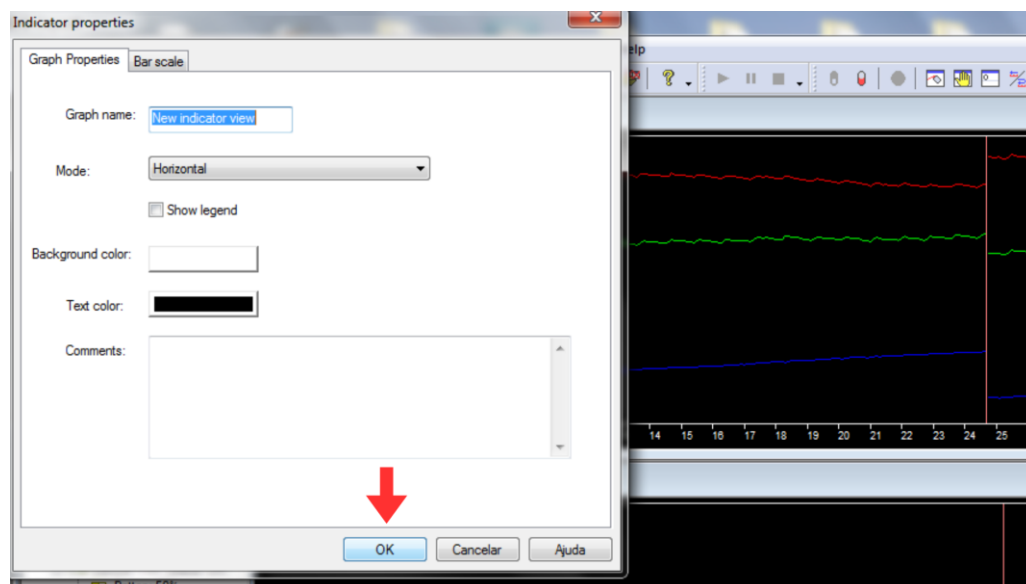


Figura 34. Fonte: acervo pessoal.

24- Clicar com botão **DIREITO** na opção “New indicator View” à esquerda da tela. Selecionar a opção “Add trace”.

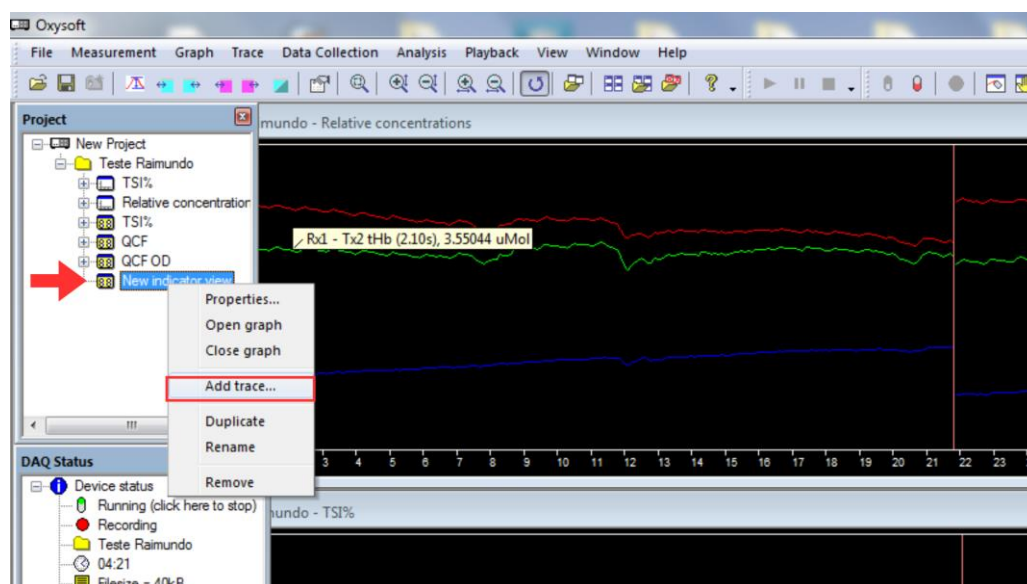


Figura 35. Fonte: acervo pessoal.

25- Selecionar o “optodo G” somente com um clique

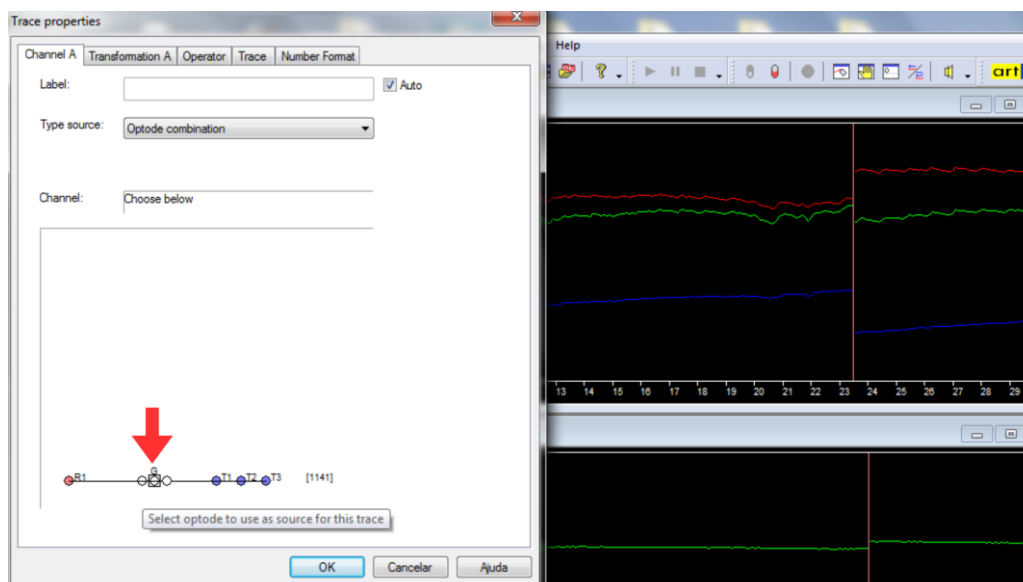


Figura 36. Fonte: acervo pessoal.

26- Após a seleção, o ponto G fica preto. Clicar em OK.

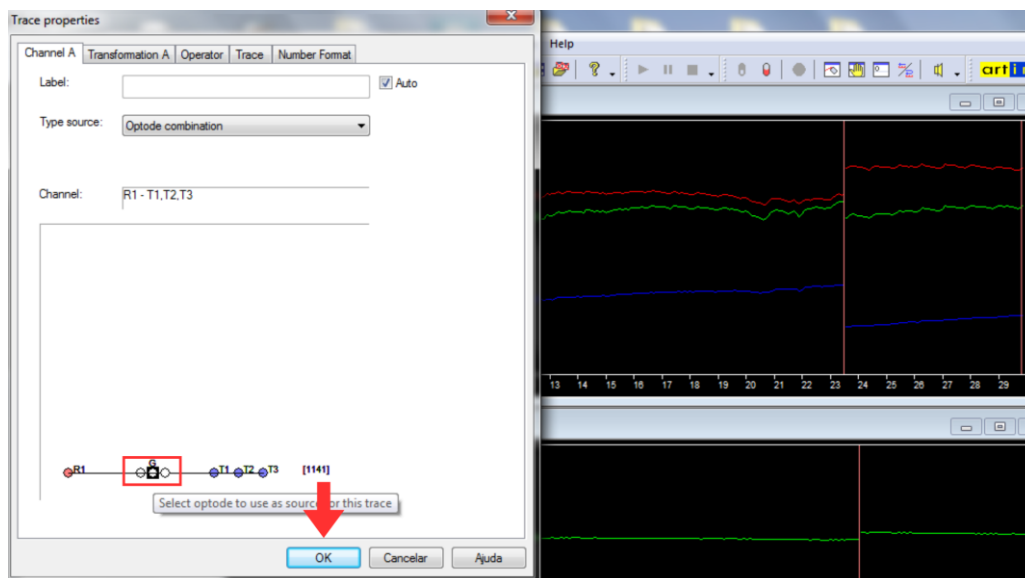


Figura 37. Fonte: acervo pessoal.

28 – Ir para a aba “Transformation A” e selecionar as variáveis de interesse, (HHb e HbO₂). Clicar em OK.

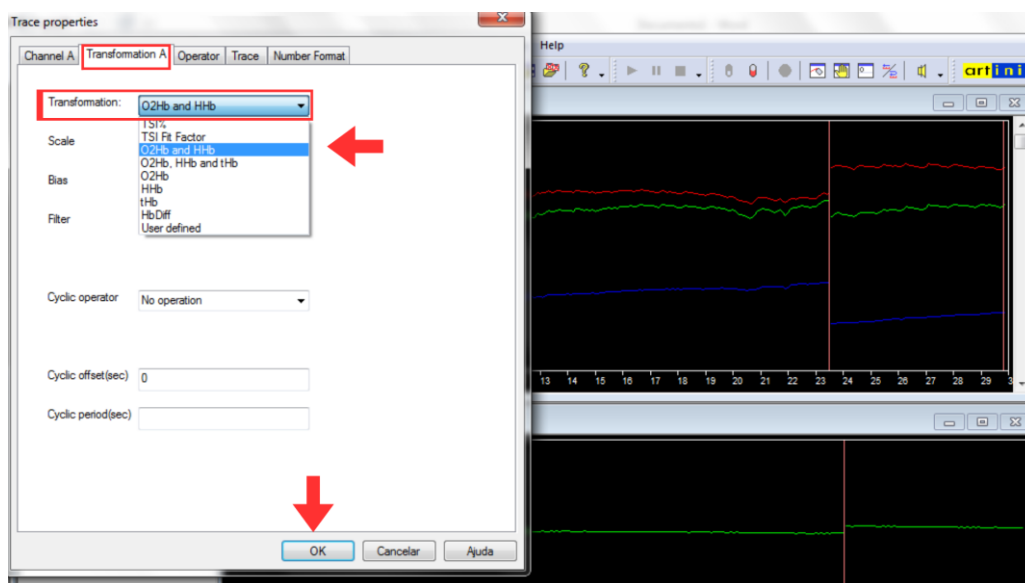


Figura 38. Fonte: acervo pessoal.

29 - Para visualizar a janela com as variáveis, deve-se clicar com o botão **DIREITO** na opção “New Indicator View” à esquerda da tela. Selecionar a opção “Open Graph”.

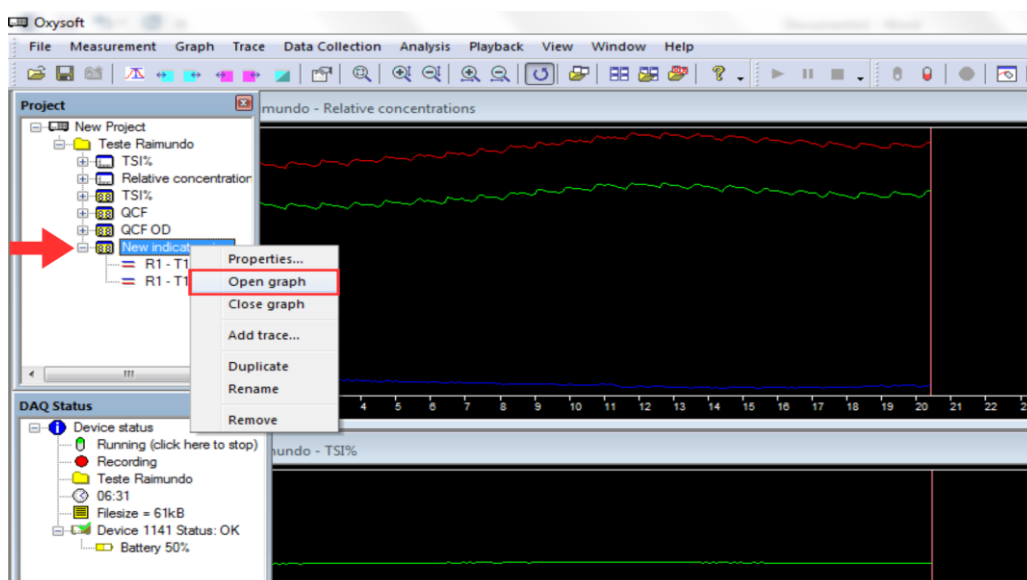


Figura 39. Fonte: acervo pessoal.

30 - A janela aparecerá, com os valores das duas variáveis.

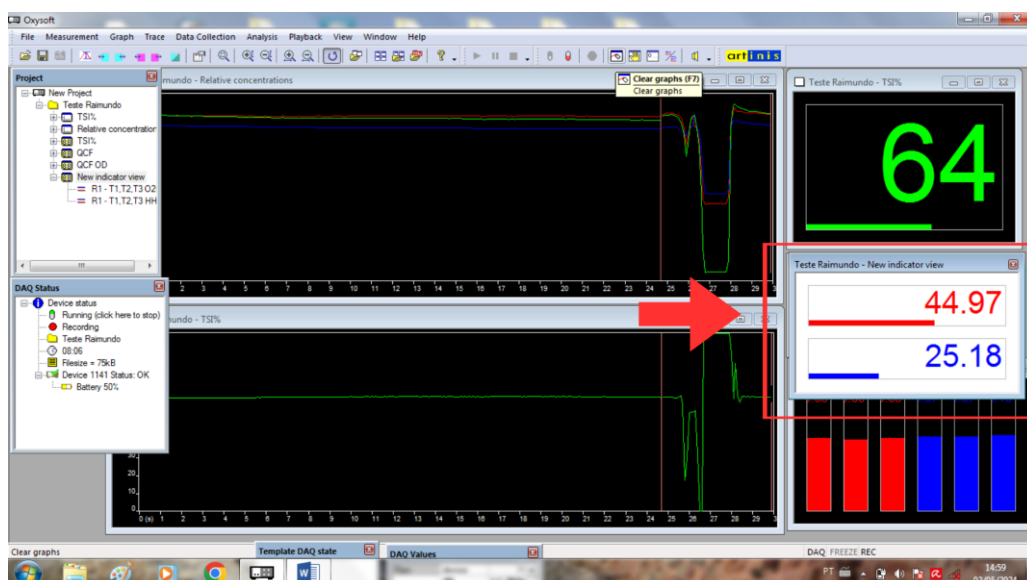


Figura 40. Fonte: acervo pessoal.

31- Conferir se a captação do sinal está ok, através da simetria dos gráficos de barra (azul e vermelho) situados na parte inferior, à direita da tela, como também pelas curvas e valores das variáveis HHb, HbO₂ e StO₂. Se o gráfico de barras estiver assimétrico ou a StO₂ com o valor de 100, recolocar o sensor no paciente, ajustar a pressão na pele de forma que fique uniforme, assim como a fixação com a faixa elástica.

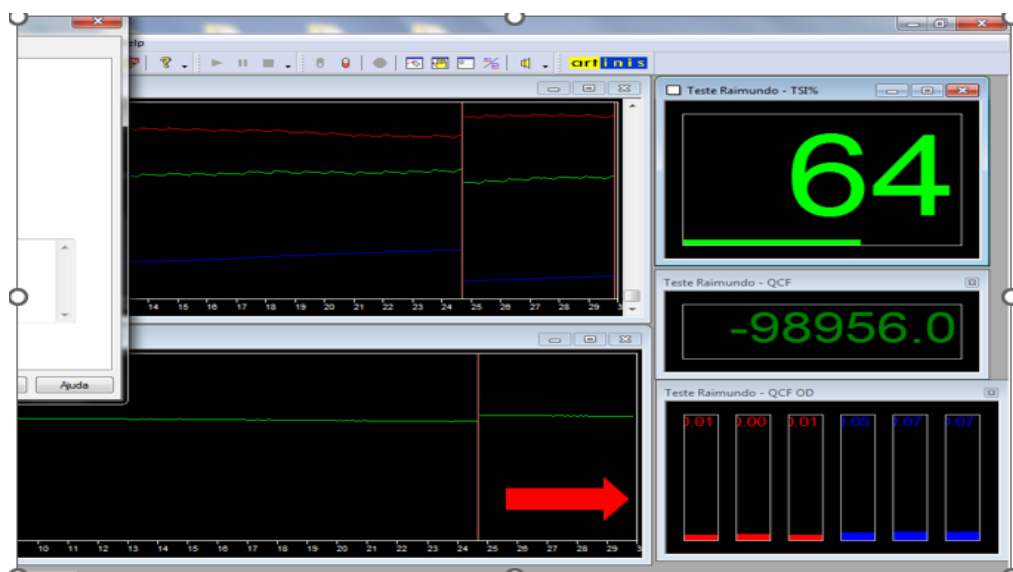


Figura 41. Fonte: acervo pessoal

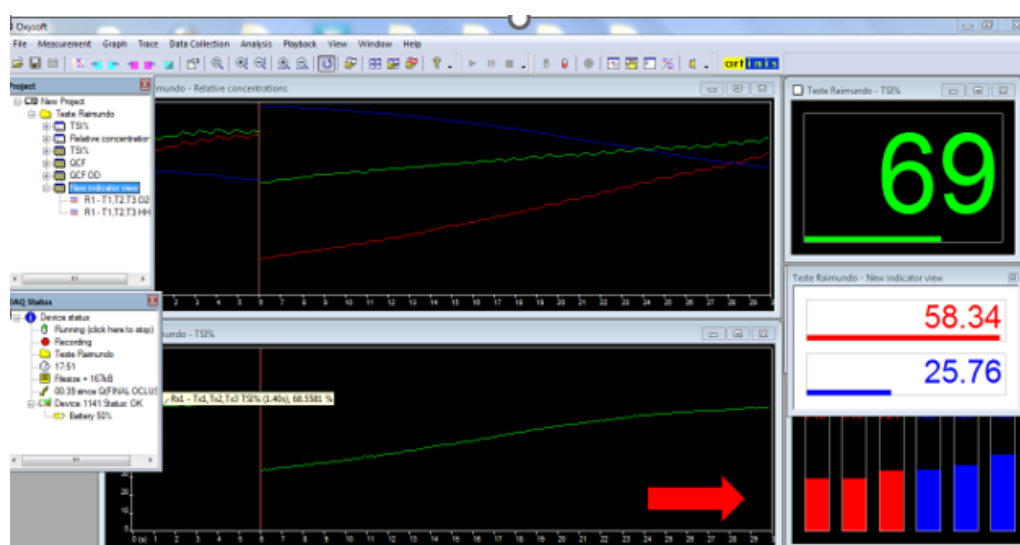


Figura 42. Fonte: acervo pessoal.

32- Conferir a carga da bateria e verificar se ela é suficiente para a realização dos testes.

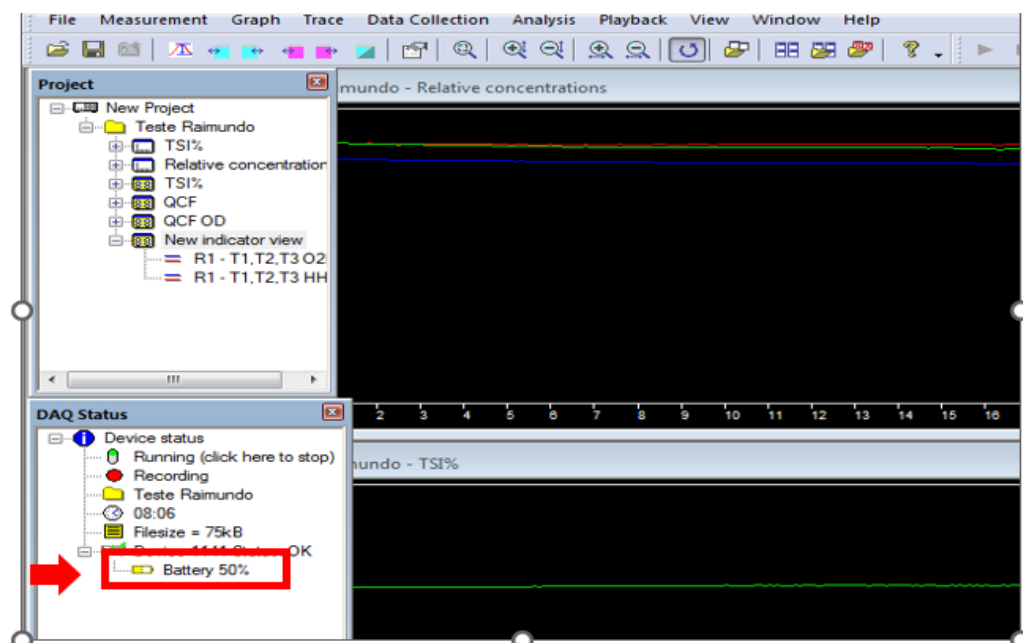


Figura 43. Fonte: acervo pessoal.

33- Para iniciar a coleta zerar os gráficos, clicando em “Bias And Clear All” (F6). Deixar estabilizar as curvas e coletar os dados basais por cerca de 2 minutos.

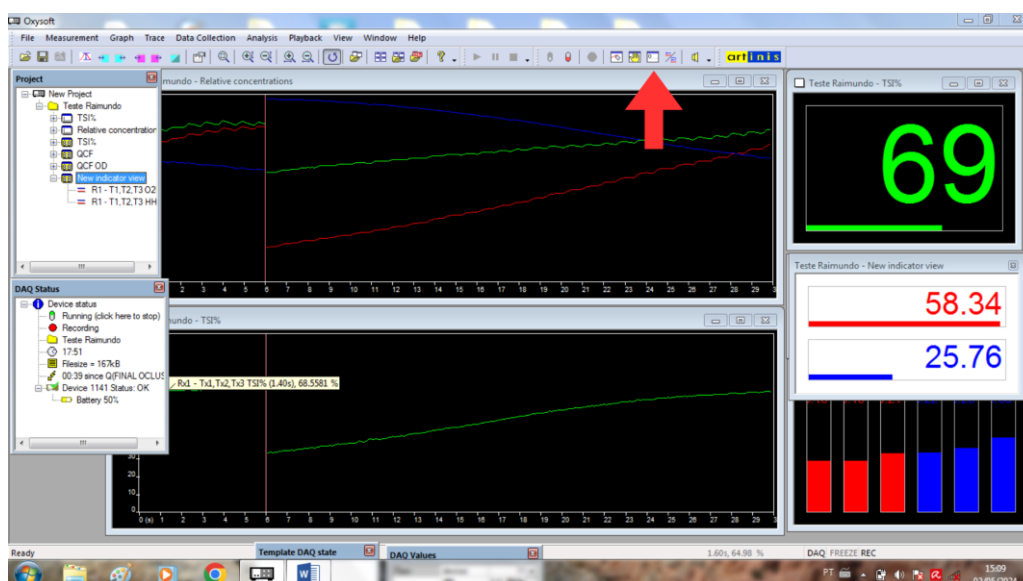


Figura 44. Fonte: acervo pessoal.

34- Marcar os eventos durante a coleta. Para isto, aperte letras no teclado do computador. Abrirá uma janela para escrever cada evento. É de suma importância descrever os eventos para facilitar a identificação deles ao exportar os dados para a planilha. Então, por exemplo: Ao marcar o evento “A” escreva: “início manobra de oclusão”; ao marcar o evento “B” escreva: “fim da manobra de oclusão”. Além disso, o pesquisador deverá anotar em uma folha de papel (ANEXO A) a descrição de cada evento, criando assim uma dupla forma de controle.

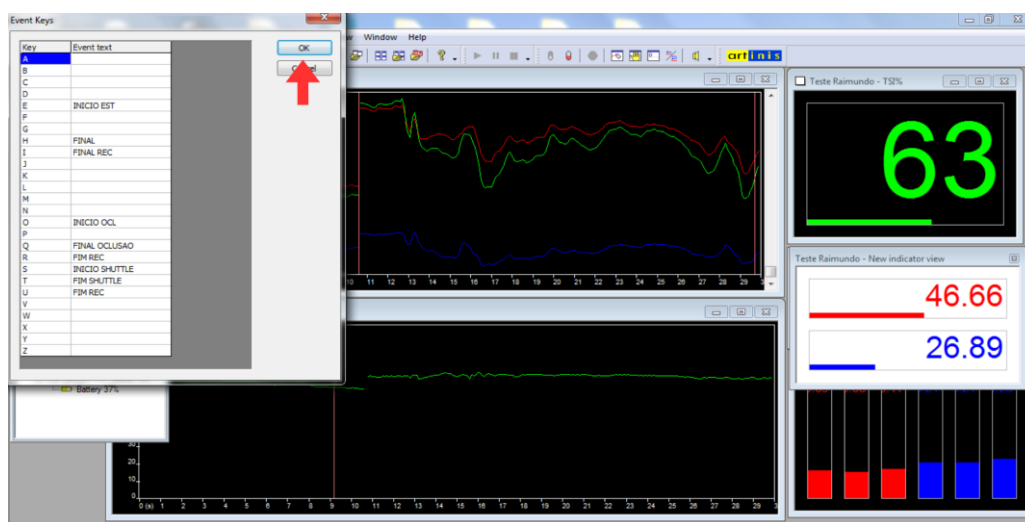


Figura 45. Fonte: acervo pessoal.

35- Na área DAQ Status, é possível ver o tempo total de coleta e o tempo desde a última marcação.

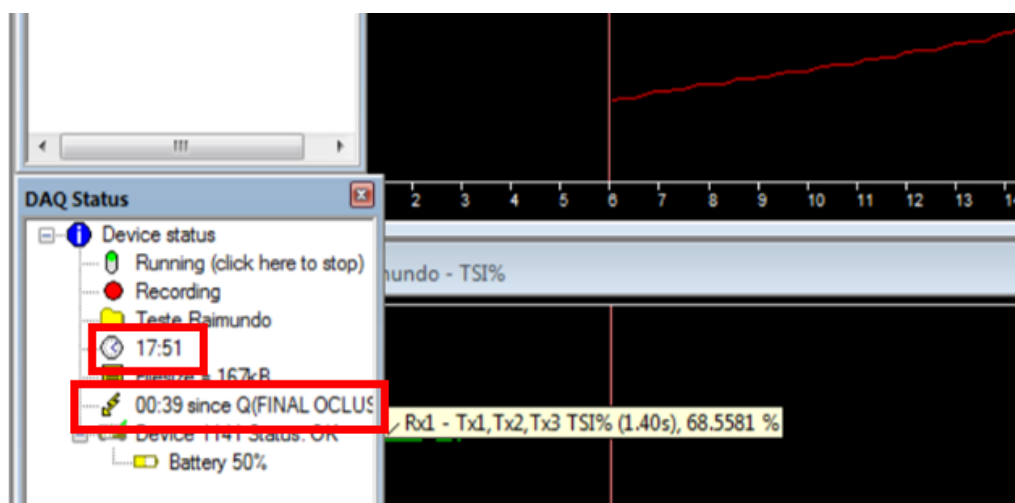


Figura 46. Fonte: acervo pessoal.

36- Ao finalizar a coleta clicar em Stop. É recomendado que após a finalização do último teste, seja mantido a coleta dos dados por pelo menos mais um minuto, para depois acionar o Stop, para facilitar a análise gráfica posterior.

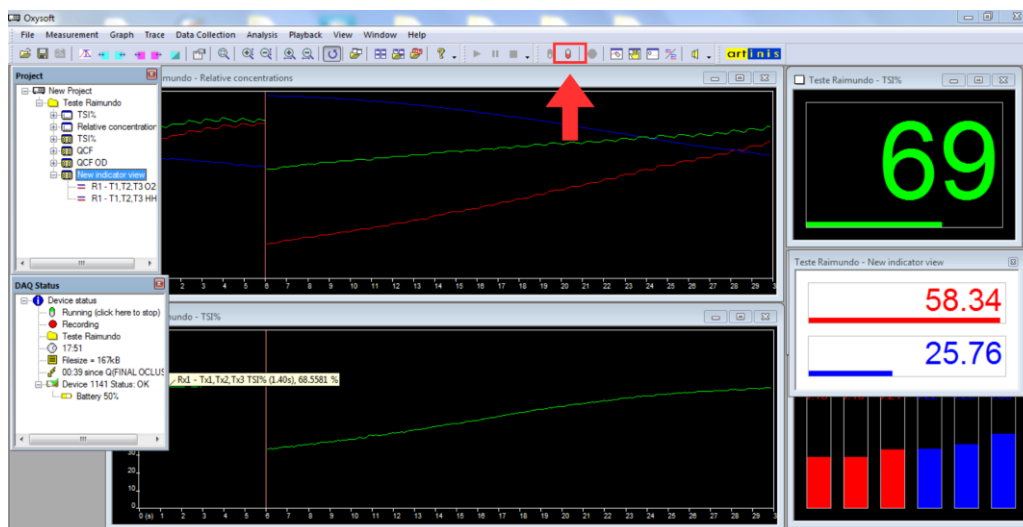


Figura 47. Fonte: acervo pessoal.

37- Para salvar, clique em Save. Para evitar perda de dados coletados, especialmente quando a coleta é longa e envolve a realização de testes sequenciais, é recomendado que o pesquisador salve os registros ao longo da coleta. Os registros podem ser salvos antes da finalização, sem gerar interferências na coleta.

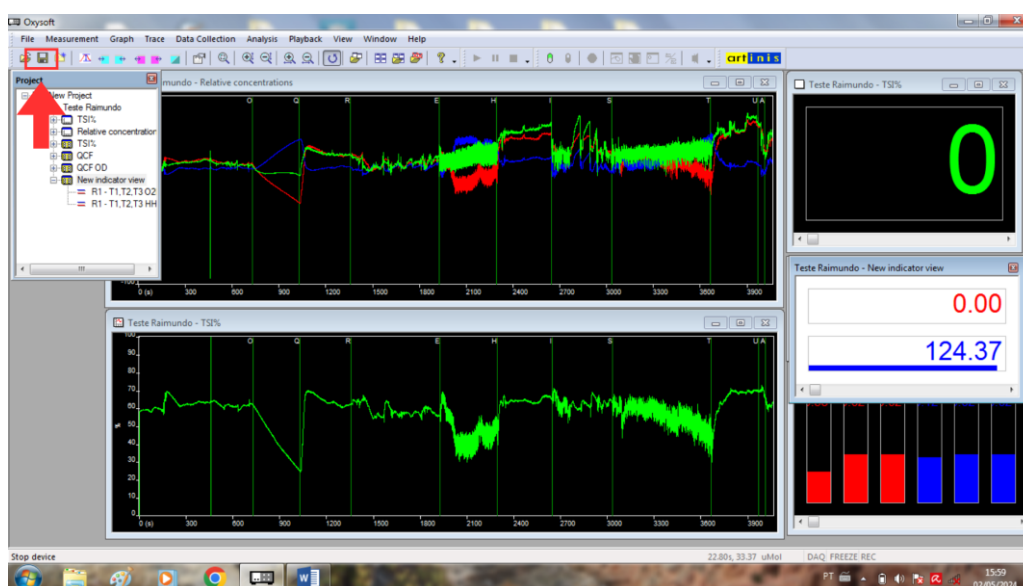


Figura 48. Fonte: acervo pessoal.

38- Exportar os dados após a finalização da coleta.

39- Caso seja necessário voltar ao mesmo sujeito para outra coleta, ir em “File”, clicar em “Open Project File” e selecionar o projeto salvo com o nome de interesse.

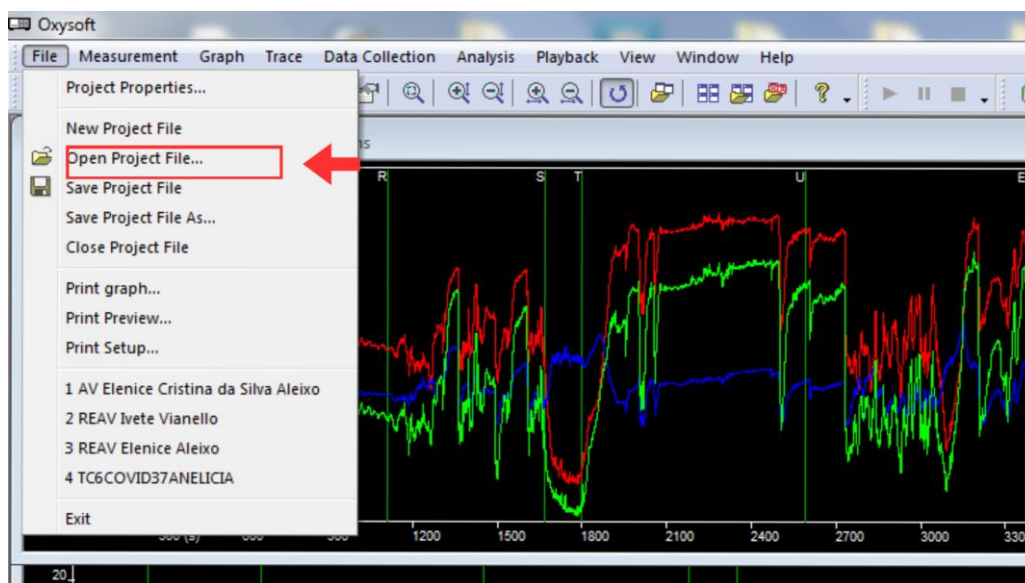


Figura 49. Fonte: acervo pessoal.

7.3 Exportação De Dados Do Sistema Portamon (Artinis®, Holanda)

1. Abrir arquivo que se quer analisar.
2. Usar o filtro para melhorar a qualidade do gráfico e facilitar a análise.
Para isto, devemos clicar na área do gráfico com botão DIREITO e ir em “Common graph properties”.

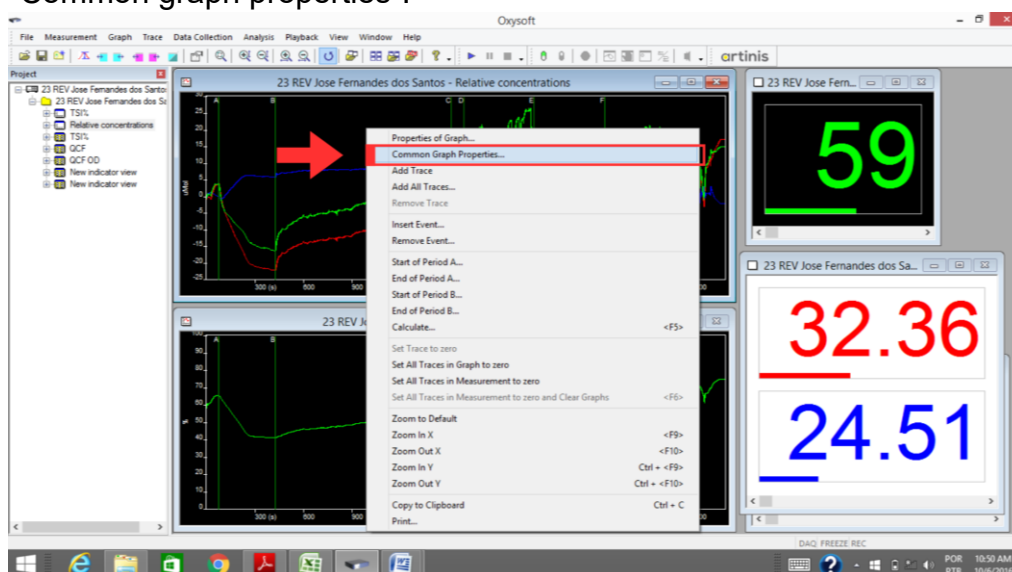


Figura 50. Fonte: acervo pessoal.

3. Em seguida ir na aba “Transformation A”. Na sessão “Filter”, selecione “Moving average” (média móvel).

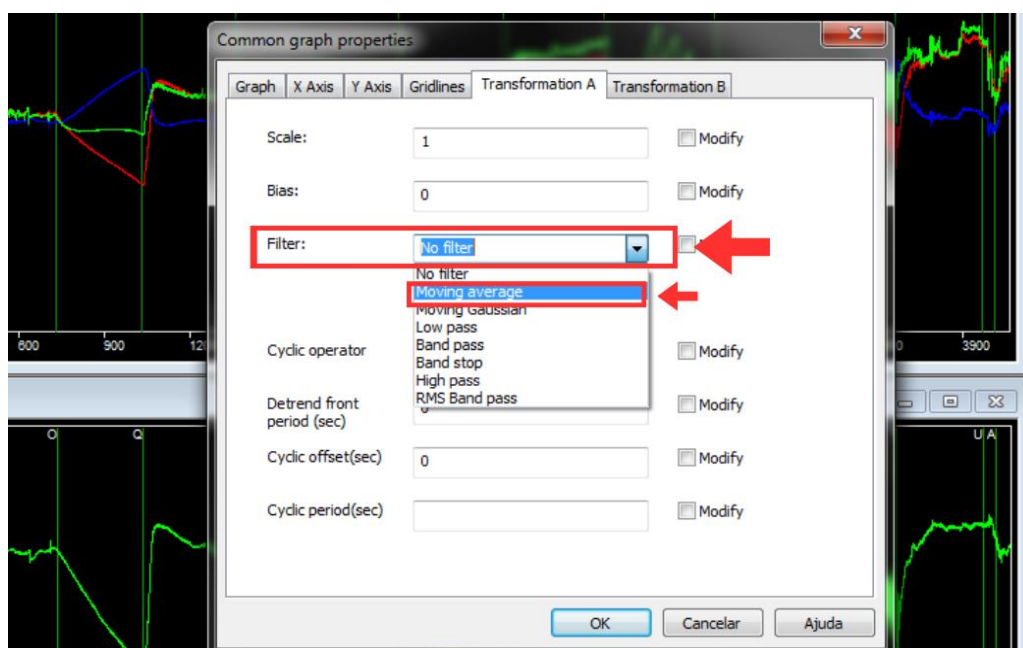


Figura 51. Fonte: acervo pessoal.

4. No item “Filter width (sec)”: selecionar “1” e clicar em OK.

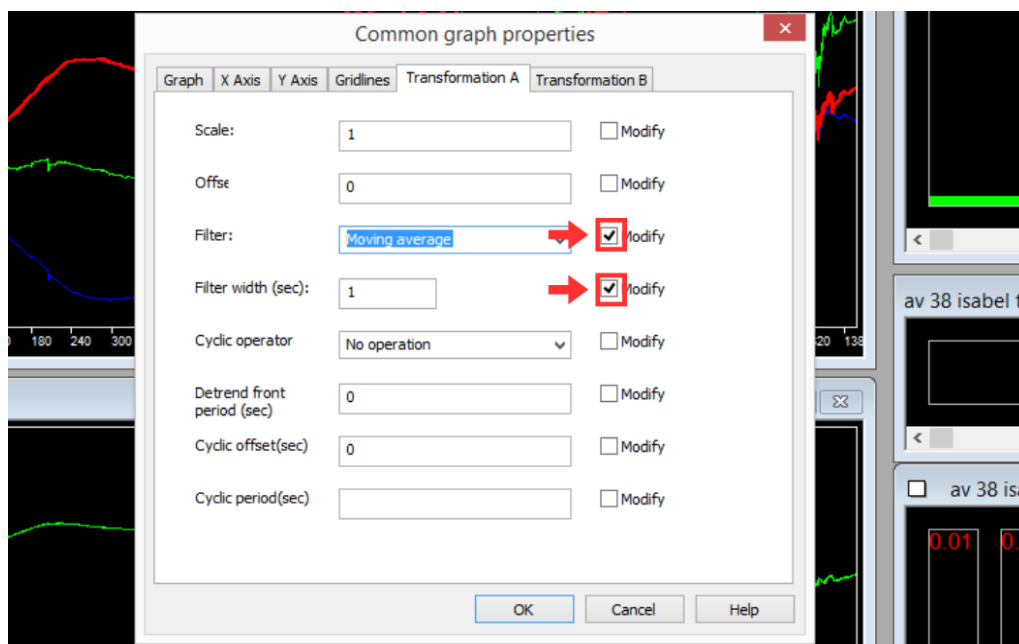
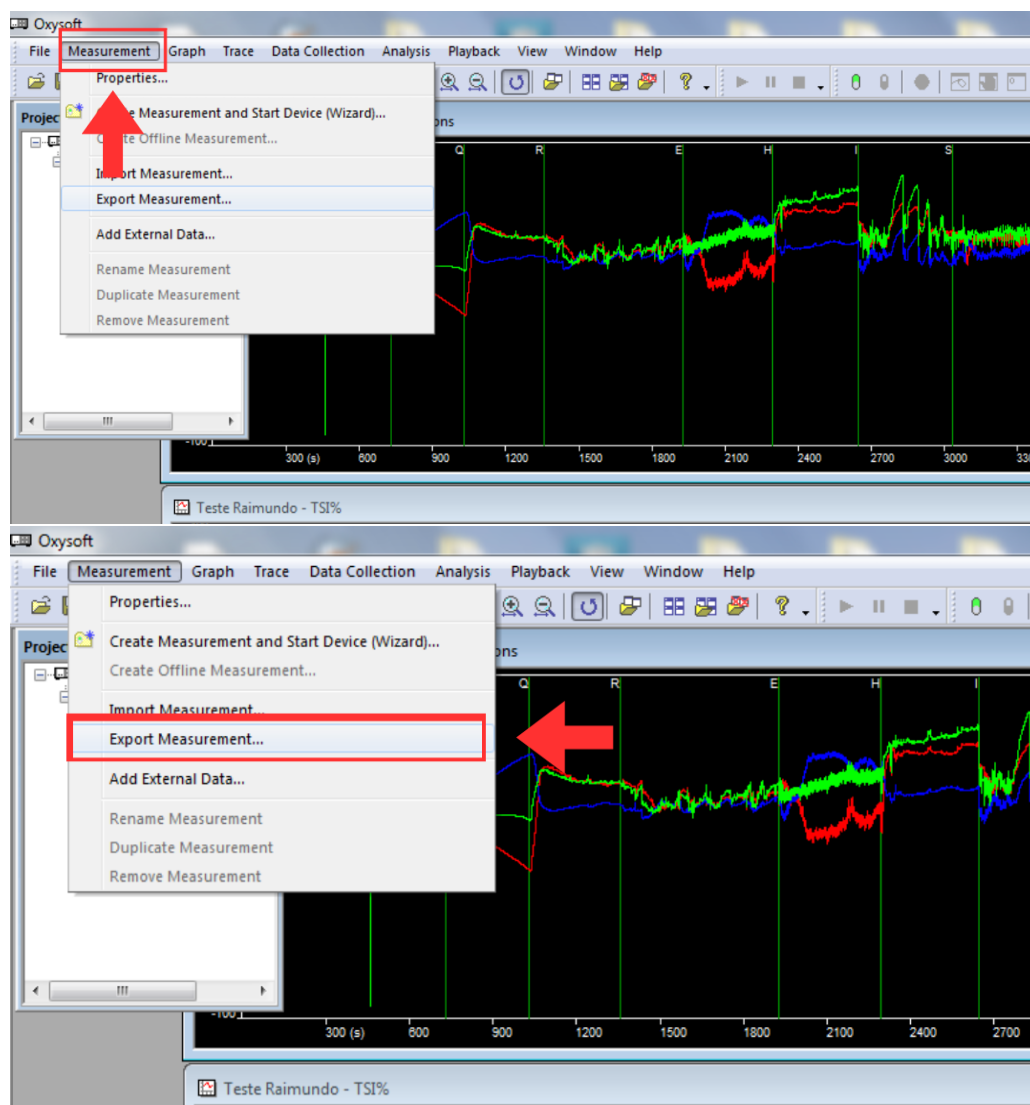


Figura 52. Fonte: acervo pessoal.

5. Para exportar os dados vá no menu “Measurement”. Em seguida: “Export measurement.”



Figuras 53 e 54. Fonte: acervo pessoal.

6. Na tela “Export type”, selecione o formato desejado – (Ms Excel) e clique em “Next ou avançar”.

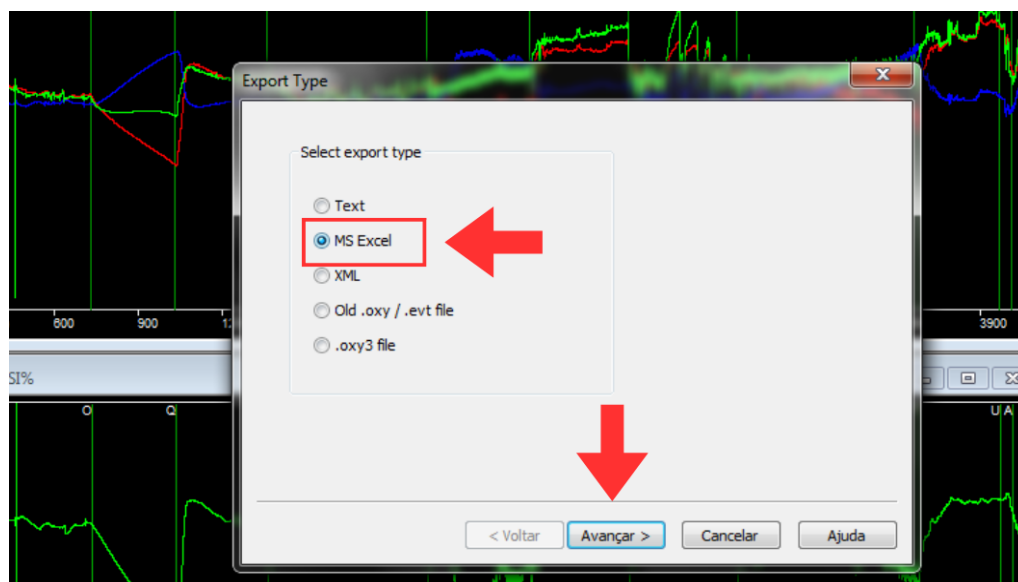


Figura 55. Fonte: acervo pessoal.

7. Em seguida, salve o arquivo gerado. Escolha o local a ser salvo, clicando em “Browse” na tela “Export file destination” e nomeie o arquivo “Save as” nome do sujeito da pesquisa.

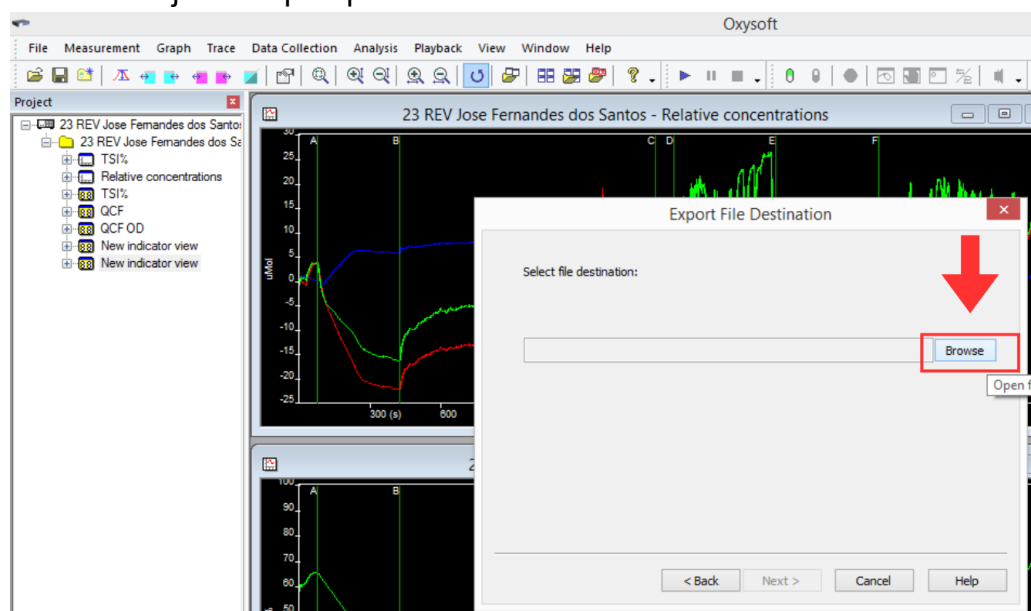


Figura 56. Fonte: acervo pessoal.

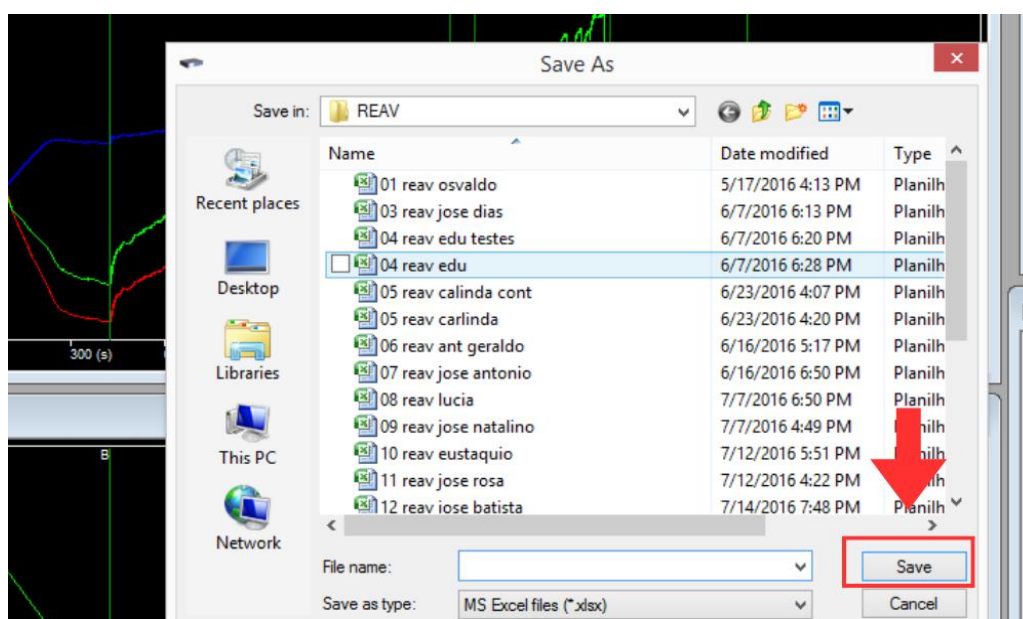


Figura 57. Fonte: acervo pessoal.

8. Na tela “Export Options”, “Data transform”, clique em “Graph Data of open graphs (non-cyclic only)” e em “Next”.

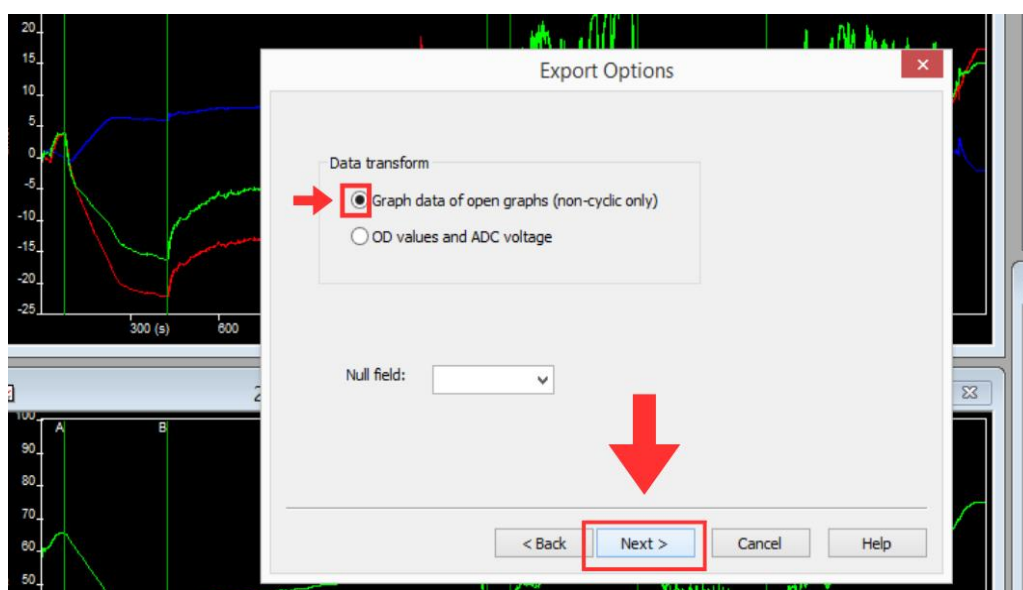


Figura 58. Fonte: acervo pessoal.

9. Abrirá a tela “Export time Span”. Neste momento você deve escolher a frequência de dados que quer exportar. Por exemplo:

- Se escolher 1 Hz, exportará 1 medida a cada segundo na planilha do excel.
- Se escolher 0,1 Hz, exportará 1 medida a cada 10 segundos na planilha do excel.
- Se escolher 0,01 Hz, exportará 1 medida a cada 100 segundos na planilha do excel.

Ou seja, sua escolha depende do quão detalhada você precisa dos dados, considerando a duração dos testes realizados.

10. No campo “Export down sampling factor”:

- O valor 100 corresponde a 0,1 Hz, ou seja, 1 medida a cada 10 segundos.
- O valor 10 corresponde a 1 Hz. E assim por diante.

Basta preencher e observar a frequência final, em Hz, escolhida. Neste momento você também pode escolher apenas um determinado período do gráfico para analisar em “start e end of export”.

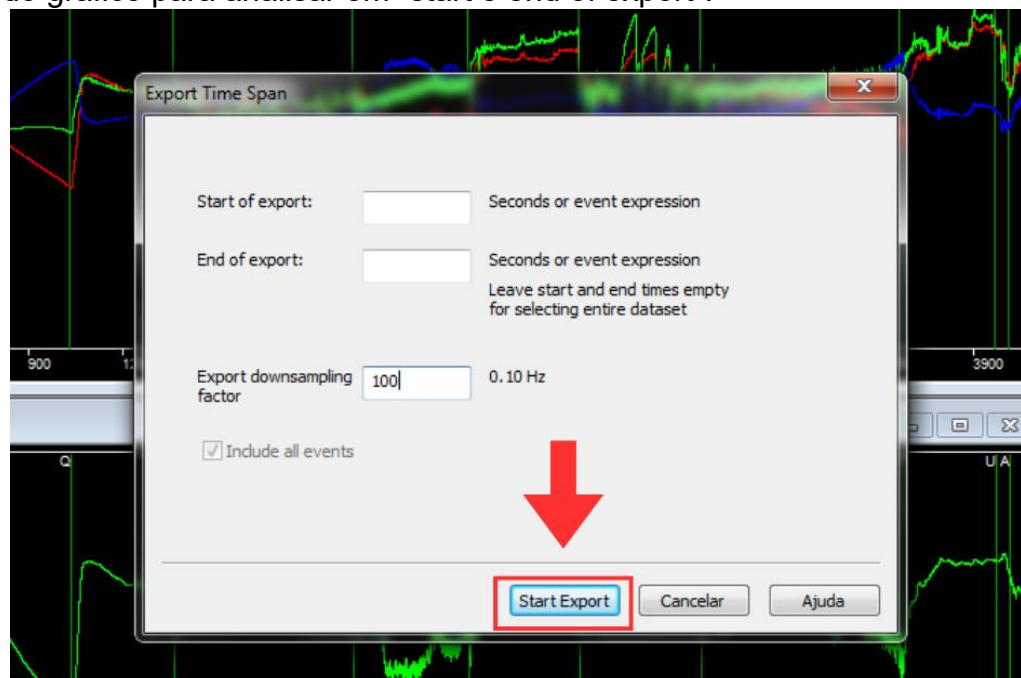


Figura 59. Fonte: acervo pessoal.

11. Uma planilha do excel é gerada, com os valores e marcações dos testes realizados. Podemos observar a legenda e os dados abaixo: Coluna: 1- número do sujeito, 2- StO₂, 3- HbO₂, 4- HHb, e 5- Hb Total. Na figura 52, a marcação do início e fim do teste funcional.

33						
34	Legend					
35	Column	Trace (Measurement)				
36	1	(Sample number)				
37	2	Rx1 - Tx1,Tx2,Tx3 TSI% (Mov avg) (Av_Maria Aparecida Ornelas)				
38	3	Rx1 - Tx2 O2Hb (Mov avg) (Av_Maria Aparecida Ornelas)				
39	4	Rx1 - Tx2 HHb (Mov avg) (Av_Maria Aparecida Ornelas)				
40	5	Rx1 - Tx2 tHb (Mov avg) (Av_Maria Aparecida Ornelas)				
41	6	(Event)				
42						
43	1	2	3	4	5	6
44	0	53,86323	-32,9412	1,02857	-31,9124	
45	1	56,42484	-34,0568	1,596721	-32,4598	
46	2	56,49288	-33,7339	2,051099	-31,6825	
47	3	56,64539	-33,2403	2,571459	-30,6686	
48	4	56,80308	-32,604	3,108892	-29,4948	
49	5	57,04301	-32,334	3,117608	-29,2161	
50	6	60,40012	-32,515	-0,8146	-33,3293	
51	7	72,68676	-34,2132	-2,55284	-36,7657	
52	8	68,18798	-30,3695	1,488461	-28,8808	
53	9	69,91006	-30,3778	-0,75913	-31,1366	
54	10	68,64442	-32,0229	-1,1818	-33,2044	

Figura 60. fonte: acervo pessoal.

369	325	62,54151	63,73772	60,3698	124,1075			
370	326	67,43577	63,29533	59,52361	122,8189			
371	327	61,21628	60,08901	57,05941	117,1484	S1	INICIO	04/07/2023 11:14
372	328	58,83646	50,33176	55,23704	105,5688			
373	329	54,12605	42,84286	64,72175	107,5646			
374	330	49,90593	33,59098	71,32762	104,9186			
375	331	47,35173	26,48391	75,05386	101,5378			
376	332	46,65646	25,26149	77,25591	102,5174			
377	333	45,89975	23,78482	77,66631	101,4511			
378	334	46,17322	23,54893	78,17359	101,7225			
379	335	46,64145	24,09971	78,43846	102,5382			
380	336	46,14131	22,9574	78,41603	101,3734			
381	337	45,45107	21,91651	78,92819	100,8447			
382	338	46,17757	24,1656	79,34856	103,5142			
383	339	46,01617	23,64472	79,48191	103,1266			
384	340	46,2393	23,76434	79,67668	103,441			
385	341	46,17803	25,58818	80,23894	105,8271			
386	342	46,12895	26,20145	80,34188	106,5433			
387	343	46,75011	27,07531	80,60936	107,6847			
388	344	46,70821	28,02541	80,64244	108,6679			
389	345	47,64223	29,5176	81,28304	110,8006			
390	346	47,57924	30,43349	81,19765	111,6311			
391	347	47,93617	31,0135	80,39419	111,4077			
392	348	48,66897	32,78371	80,40836	113,1921			
393	349	49,23745	34,31823	79,81246	114,1307			
394	350	49,76099	35,00915	78,93716	113,9463			
395	351	50,28147	34,39673	77,90017	112,2969			
396	352	51,25464	36,58483	77,75086	114,3357			
397	353	52,60061	38,33898	76,75351	115,0925			
398	354	53,89739	39,41428	76,37874	115,7931	T1	FINAL	04/07/2023 11:19
399	355	54,06942	40,11743	76,15324	116,2707			

Figura 61. Fonte: acervo pessoal.

7.4 Configurações Adicionais

7.4.1 Adicionar e remover traçado.

Clicar no gráfico com o botão direito. Selecionar “add a trace ou remove a trace” para remover ou adicionar algum traçado.

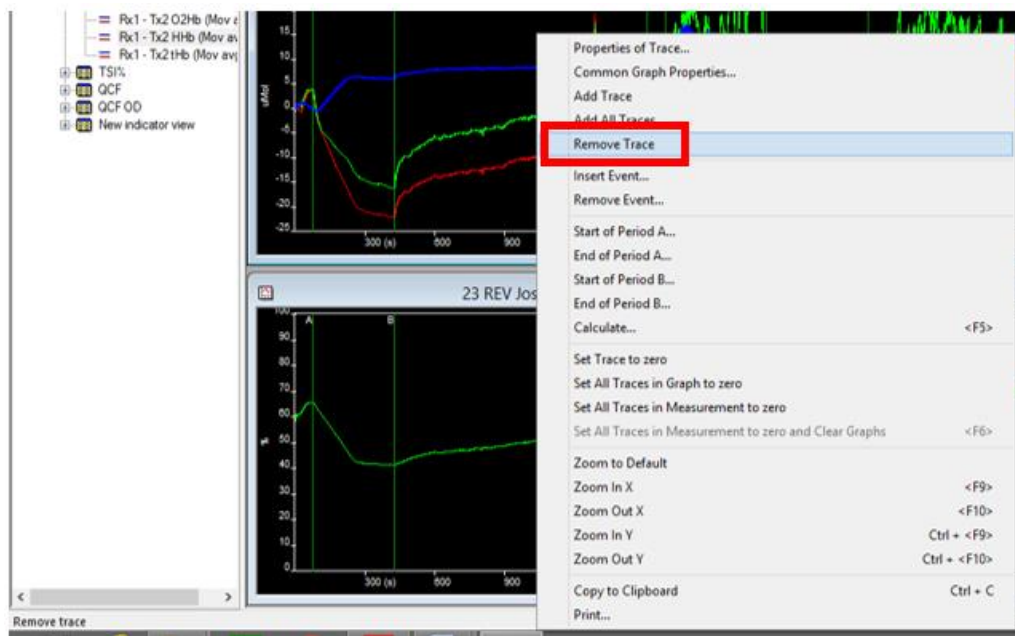


Figura 62. Fonte: acervo pessoal.

7.4.2 Trace properties.

Selecionar o optodo G (combinação dos três optodos)

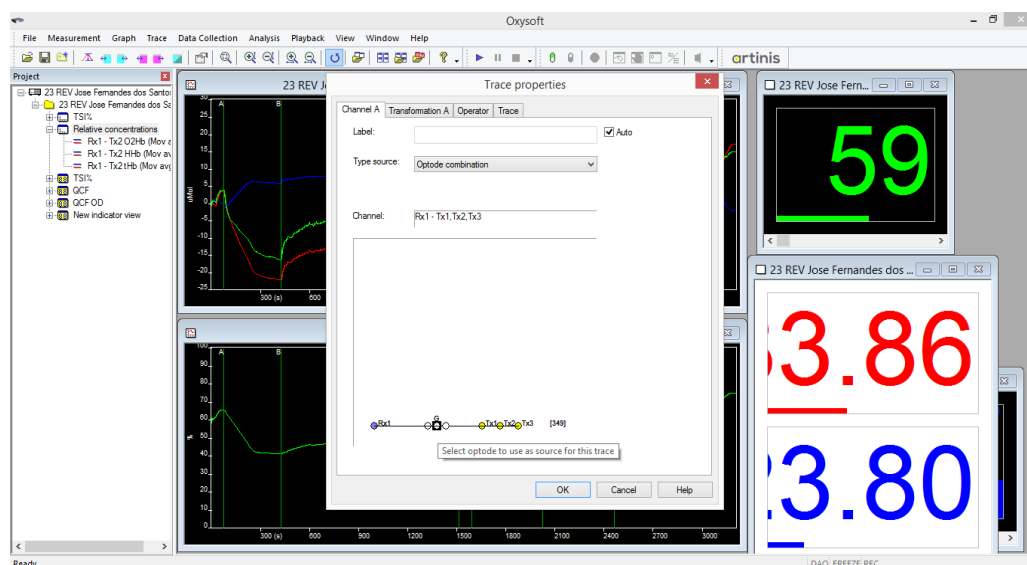


Figura 63. Fonte: acervo pessoal.

7.4.3 Inclusão de uma variável.

Clique em “Transformation A” e selecione a variável que se quer incluir (por exemplo HbO₂). Clicar em Ok.

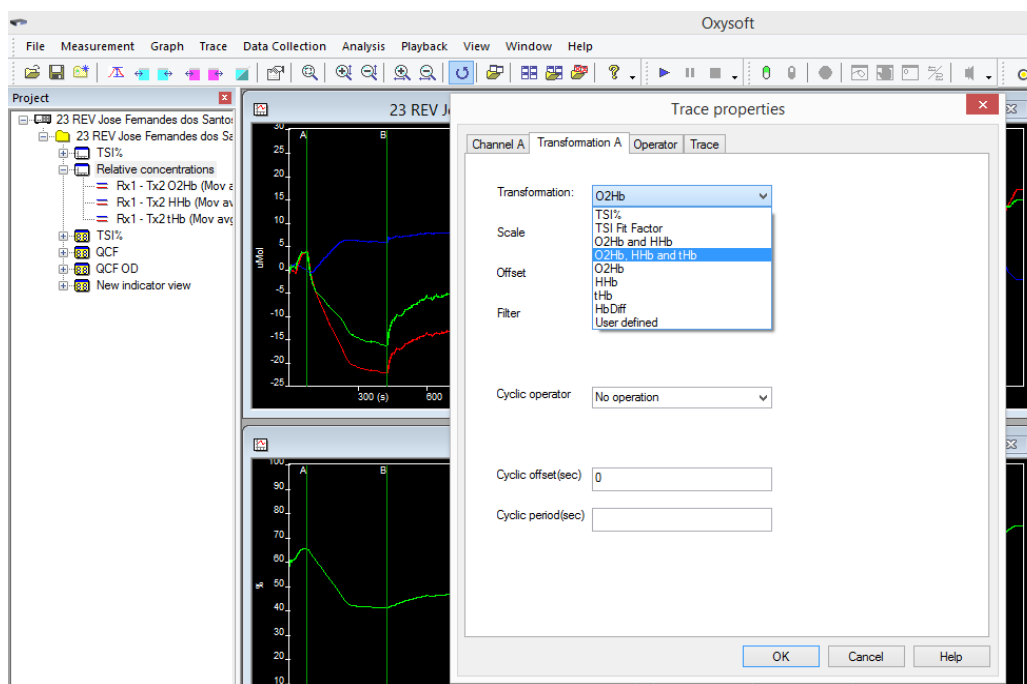


Figura 64. Fonte: acervo pessoal.

7.4.4 Bluetooth

- O bluetooth do computador deve estar desabilitado. Para desabilitá-lo deve ir ao device manager, clicar com botão direito em bluetooth e depois em disable.
- Conectar o dongle do bluetooth da NIRS. Abrir o software. Caso a NIRS não conecte (luz azul não acenda), vá em manage bluetooth devices e selecione, parear Portamon S/N0349. Ele solicitará uma senha: 1234

7.5. Extração e Análise das Variáveis da NIRS

As variáveis da NIRS podem ser extraídas a partir da planilha do excel gerada na coleta e pela análise do gráfico.

Inicialmente o pesquisador deve localizar no computador, a avaliação do sujeito a ser analisada. As avaliações geram 3 arquivos (oxy3, oxyproj e excel).

Para extração das variáveis de StO_2 , HbO_2 e HHb iniciais, finais e delta, abrir o arquivo da planilha de excel. Para as demais variáveis de análise gráfica, abrir o gráfico com a opção oxyproj. Para facilitar a visualização do gráfico, este pode ser ampliado pelo zoom.

As formas de se extrair as variáveis é similar para a manobra de oclusão e os testes funcionais. A seguir será listado formas de extrair cada variável dos testes.

7.5.1 Saturação tecidual inicial ($StO_{2\text{ inicial}}$ %); saturação tecidual final ($StO_{2\text{ final}}$ %); variação ou delta da StO_2 (ΔStO_2).

- Abrir a planilha de excel e localizar as marcações dos testes. Verificar a marcação de início e fim do teste.
- Para se obter um valor adequado da StO_2 inicial, evitando valores de pico do gráfico, é recomendado que se observe a estabilidade dos valores anteriores ou deve-se extrair pela média da StO_2 dos 30 ou 60 segundos que antecedem o teste. Para isto, selecione de 3 a 6 valores antes da marcação do teste, caso a exportação dos dados tenha sido feita com a opção de dez segundos de intervalo.
- Obter os valores de StO_2 inicial e final. O ΔStO_2 é o resultado da diferença entre eles.

191	59,23447	57,1227783	68,6558583	125,77864			
192	58,55417	55,4542518	68,2963089	123,7505646			
193	58,8647	52,8902306	65,1647403	118,0549751			
194	58,20676	50,0373217	64,497437	114,5347627			
195	58,37645	50,4028581	61,4958364	111,8986986			
196	58,48472	48,9347052	57,18002	106,1147291			
197	58,88162	50,9229494	59,0873972	110,0103505			
198	59,03341	50,0599467	58,9137985	108,9737481	E1	INICIO	04/07/2023 10:53
199	60,32697	44,4465392	52,2209999	96,6675432			
200	59,97258	43,5892641	54,4701612	98,0594291			
201	55,65138	34,6999796	61,7949938	96,4949767		58,86	
202	52,37933	24,9559431	69,8871361	94,8430807		58,21	
203	52,1163	20,0397091	72,1556453	92,1953565		58,38	
204	51,48212	18,5296871	72,7705733	91,3002625		58,48	
205	53,08244	17,7945172	72,9763445	90,770864		58,88	
206	50,72179	16,0263649	72,8218152	88,8481827		59,03	
207	50,12445	15,6816694	72,8263584	88,5080311		58,64	→ MÉDIA
208	49,89908	15,4309247	72,8164799	88,2474075			
209	50,6649	16,240408	73,7790328	90,0194427			
210	51,1747	16,4131052	74,1783076	90,5914146			
211	51,30955	16,7571616	74,6095564	91,3667199			
212	51,98688	17,7927666	75,4996708	93,292439			
213	52,63172	18,6476284	76,3014553	94,9490862			
214	50,78766	21,450829	79,6391077	101,089939	H1	FINAL	04/07/2023 10:56
215	49,73335	25,9859866	81,3886656	107,3746538			
216	50,85274	28,2111735	86,1831211	114,3942958			
217	53,01954	38,3053648	97,393384	135,6987459			

Figura 65. Acervo pessoal.

	StO2	HbO2	HHb
inicial	58,64	50,05	58,91
final	50,79	21,45	79,64
ΔStO_2	8,24	-28,6	20,73

Figura 66. Acervo pessoal.

7.5.2 Delta da HHb e HbO₂

- Através da planilha de excel e da marcação dos testes, obter os valores de delta de HHb e HbO₂ iniciais e finais e fazer a diferença entre eles.

A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
29	67,1537	6,990527	0,776369	7,766896						
30	67,34032	6,909982	0,593045	7,503027						
31	67,38859	6,72533	0,362191	7,087521	O1	INICIO OCLUSAO	12/09/2023 14:14			
32	67,03259	5,675323	-0,02707	5,648248						
33	66,3986	4,853004	-0,21533	4,637671						
34	65,8545	4,185343	-0,24064	3,944703						
35	65,30366	3,541772	-0,19684	3,344931						
36	64,74615	3,001126	-0,0745	2,926628						
37	64,13369	2,452673	0,073781	2,526453	P1	60	12/09/2023 14:15			
38	63,50497	1,885373	0,218225	2,103597						
39	62,89314	1,393399	0,400371	1,79377						
40	62,30235	0,956654	0,603921	1,560576						
41	61,7368	0,551575	0,813122	1,364697						
42	61,17896	0,183375	1,035685	1,21906						
43	60,61226	-0,19651	1,24541	1,048898						
44	60,0696	-0,5555	1,460579	0,905082						
45	59,52075	-0,93154	1,66691	0,735369						
46	59,01031	-1,25675	1,882454	0,625702						
47	58,49522	-1,59285	2,092536	0,499682						
48	57,99127	-1,90118	2,307628	0,406445						
49	57,5106	-2,20143	2,51727	0,315843						
50	57,06841	-2,50579	2,704689	0,198901						
51	56,5811	-2,82625	2,883311	0,057057						
52	56,12077	-3,12852	3,061376	-0,06715						
53	55,72426	-3,41861	3,211969	-0,20664						
54	55,37579	-3,69229	3,331496	-0,36079						
55	55,0953	-3,94225	3,41906	-0,52319						
56	54,84916	-4,14414	3,489804	-0,65433						
57	54,65908	-4,33871	3,537386	-0,80132						
58	54,50306	-4,49063	3,568452	-0,92218						
59	54,41714	-4,59487	3,590196	-1,00467						
60	54,30676	-4,67949	3,604029	-1,07547						
61	54,23458	-4,75867	3,607094	-1,15157						
62	54,41619	-4,44448	3,772685	-0,67179	Q1	FINAL OCLUSAO	12/09/2023 14:19			
63	55,75010	-3,32403	4,040331	1,745107						

	HbO2	HHb
inicial	6,72	0,36
final	-4,44	3,77
Delta	-11,16	3,41

Figura 67. Acervo pessoal.

7.5.3 Consumo de O₂ (mVO₂)

- O mVO₂ é calculado pela queda da HbO₂ nos primeiros 60 segundos de desoxigenação da manobra de oclusão arterial. Dessa forma, deve ser feito a diferença entre valor inicial de HbO₂ e seu valor com 60 segundos de queda na oclusão, ou seja, o valor da sexta linha, em caso de exportação a cada 10 segundos.
- O valor do delta deve ser calculado e usado na fórmula:

$$mVO_2 = \text{Abs}(((\Delta HbO_2 \times 60) / (10 \times 1.04)) \times 4) \times 22,4 / 1000$$

A	B	C	D	E	F	G	H
29	67,1537	6,990527	0,776369	7,766896			
30	67,34032	6,909982	0,593045	7,503027			
31	67,38859	6,72533	0,362191	7,087521	O1	INICIO OCLUSAO	12/09/2023 14:14
32	67,03259	5,675323	-0,02707	5,648248			
33	66,3986	4,853004	-0,21533	4,637671		DELTA HbO2 60 seg 6,72 - 2,45 = 4,27	
34	65,8545	4,185343	-0,24064	3,944703			
35	65,30366	3,541772	-0,19684	3,344931			
36	64,74615	3,001126	-0,0745	2,926628			
37	64,13369	2,452673	0,073781	2,526453	P1	60	12/09/2023 14:15
38	63,50497	1,885373	0,218225	2,103597			
39	62,89314	1,393399	0,400371	1,79377			
40	62,30235	0,856654	0,603921	1,560576			

Figura 68. Acervo pessoal.

7.5.4 Menor valor de StO_2 (valor ao atingir o platô de desoxigenação).

- Abrir o projeto gráfico do indivíduo.
- Verificar o ponto da curva em que se estabelece o platô de desoxigenação.
- Com o cursor (seta) verifique o valor da StO_2 neste local.
- O delta da StO_2 ou delta da desoxigenação pode ser calculado com o valor da menor StO_2 ao atingir o platô, sendo a diferença entre o valor inicial e o menor valor de StO_2 .

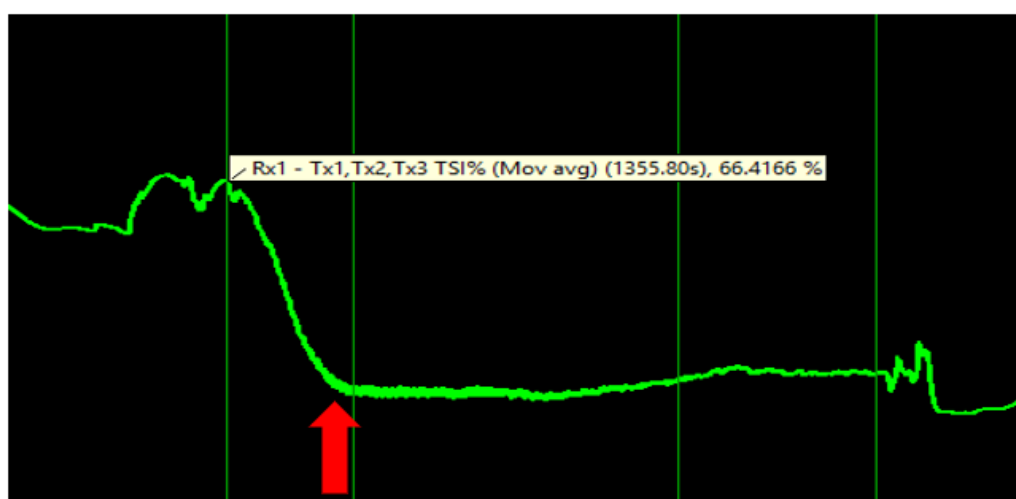


Figura 69. Acervo pessoal.

7.5.5 Tempo de desoxigenação

- Com o projeto gráfico aberto, clicar com o botão direito na marcação de início do teste. Selecionar “Start of Period A”

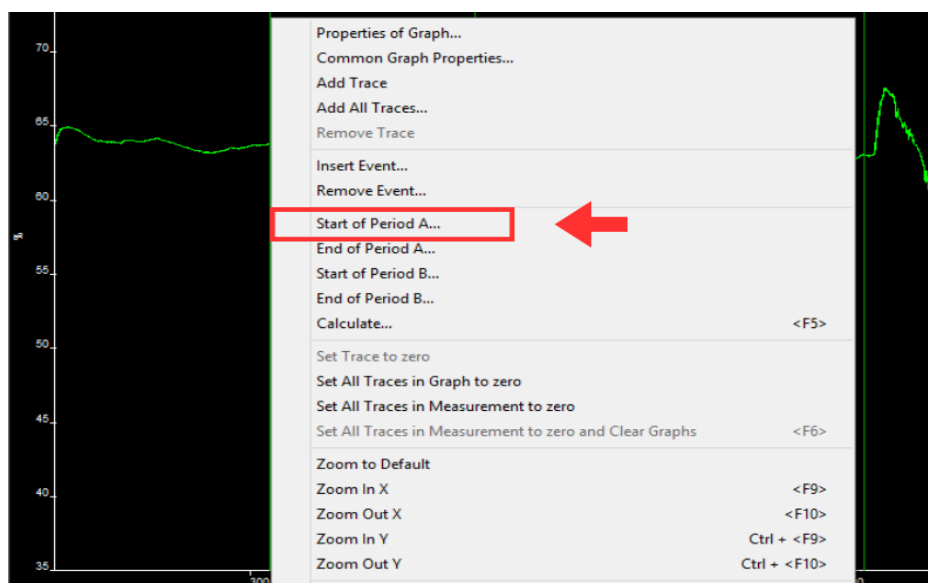


Figura 70. Fonte: acervo pessoal.

- Identificar o menor ponto de saturação alcançado durante a manobra de oclusão (pode coincidir com o final da manobra ou não, caso haja platô), e clicar com o botão direito em cima Selecionar End of Period A.

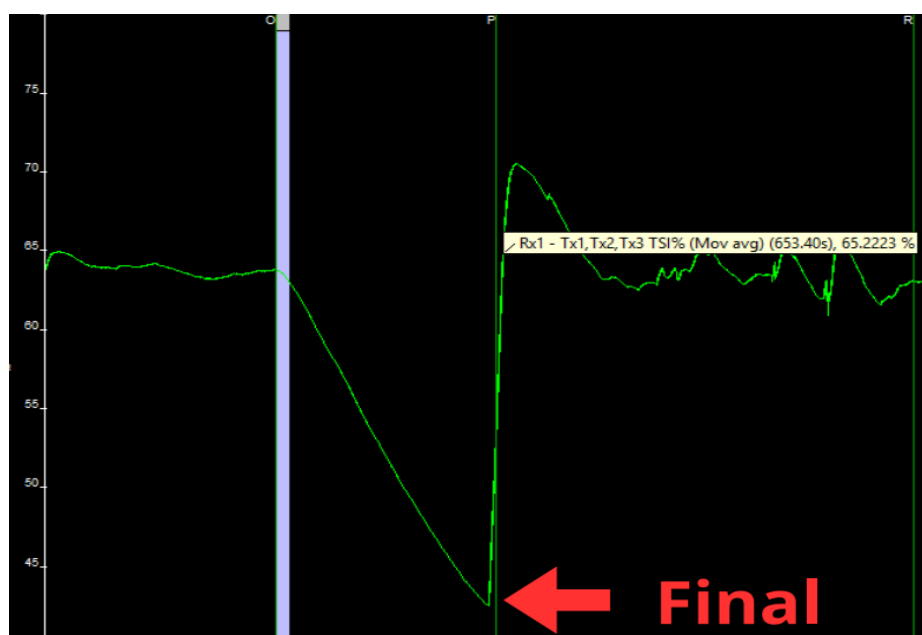


Figura 71. Fonte: acervo pessoal.

- O intervalo aparecerá selecionado. Clicar com o botão direito em cima da seleção e selecionar a opção “Calculate”

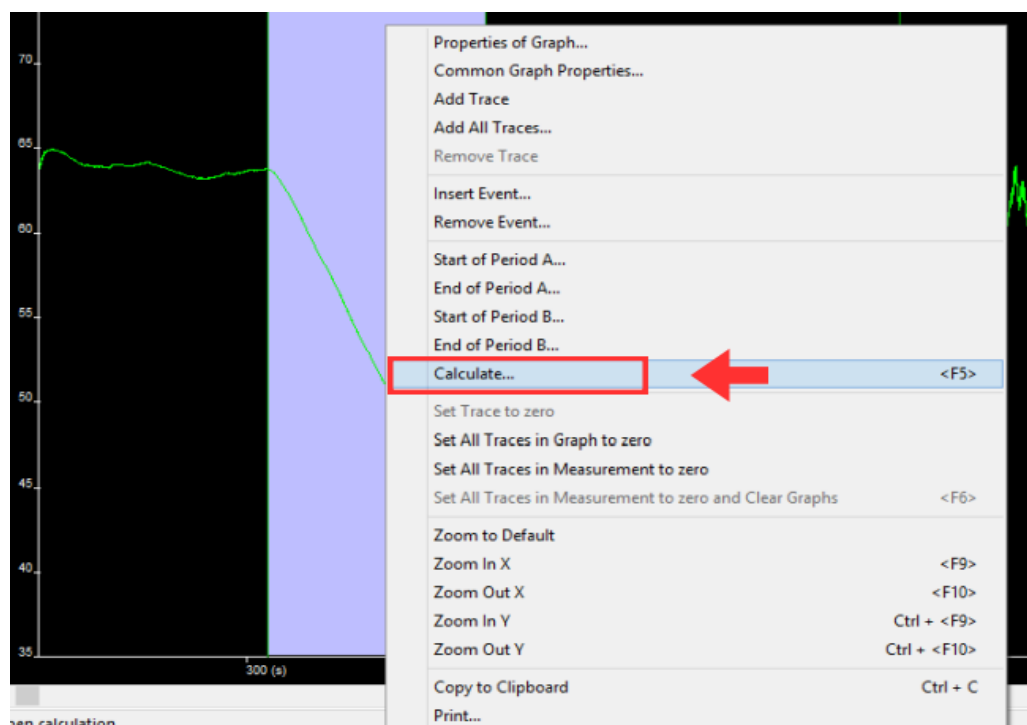


Figura 72. Fonte: acervo pessoal.

- Subtrair tempo final do inicial para obter a duração da dessaturação em segundos

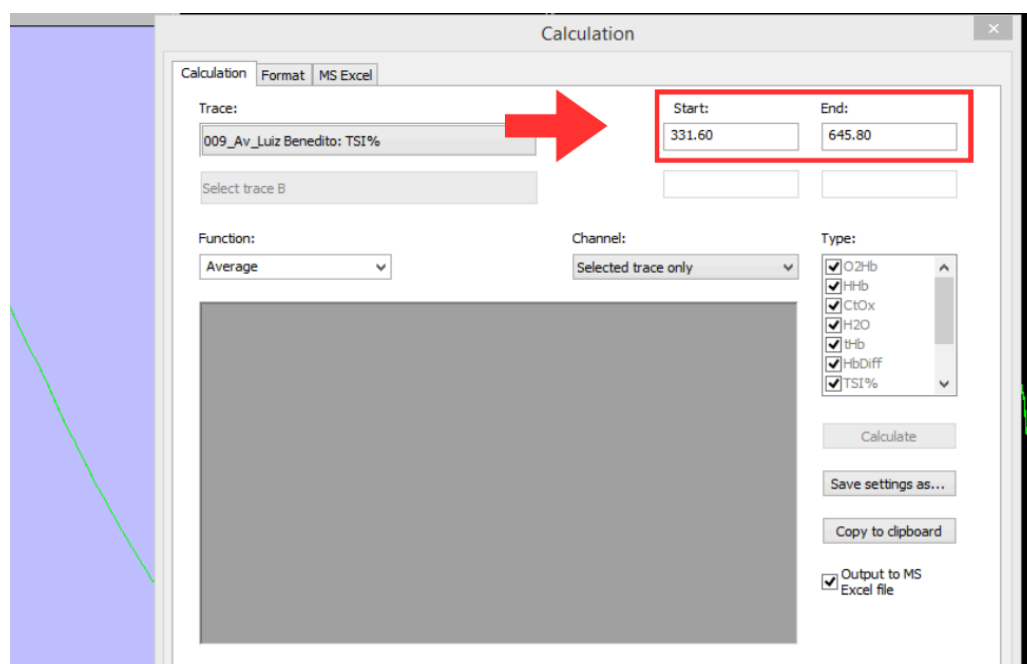


Figura 73. Fonte: acervo pessoal.

7.5.6 Taxa de desoxigenação

- Identificar o valor da StO_2 antes do início do teste ou manobra de oclusão.
- Identificar o valor da menor StO_2 .
- Calcular o Delta: $\Delta StO_2 = StO_2 \text{ inicial} - \text{menor } StO_2$.
- Determinar o tempo até a menor StO_2 .
- Calcular pela fórmula: Taxa de desoxigenação = $\Delta StO_2 / \text{tempo até a menor } StO_2$.

7.5.7 Tempo de resistência.

- Selecione o pior nível de StO_2 durante o teste de caminhada e marque este ponto como “Start of period A”. Em seguida selecione o fim do teste e marque como “End of period A”.

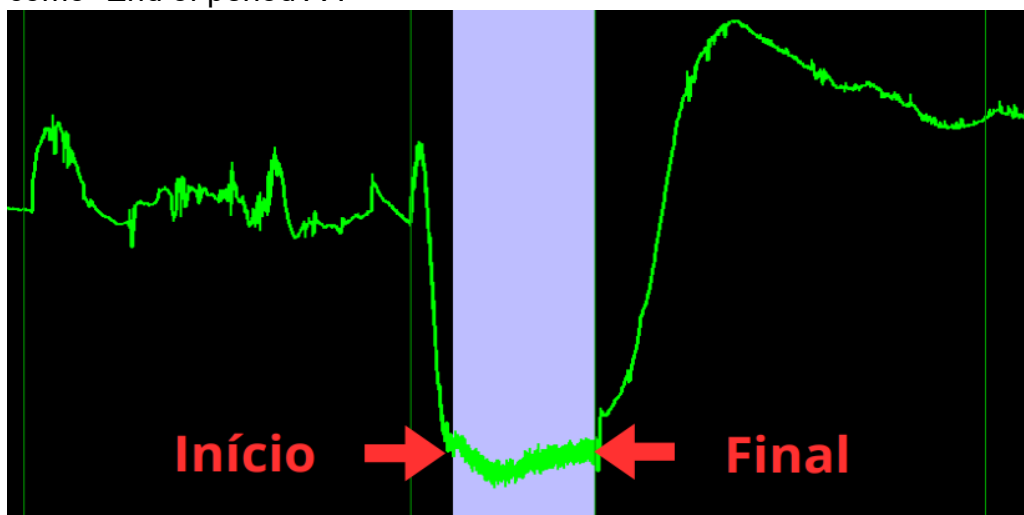


Figura 74. Fonte: acervo pessoal.

- Clique na área selecionada com o botão direito e escolha a opção “calculate”.

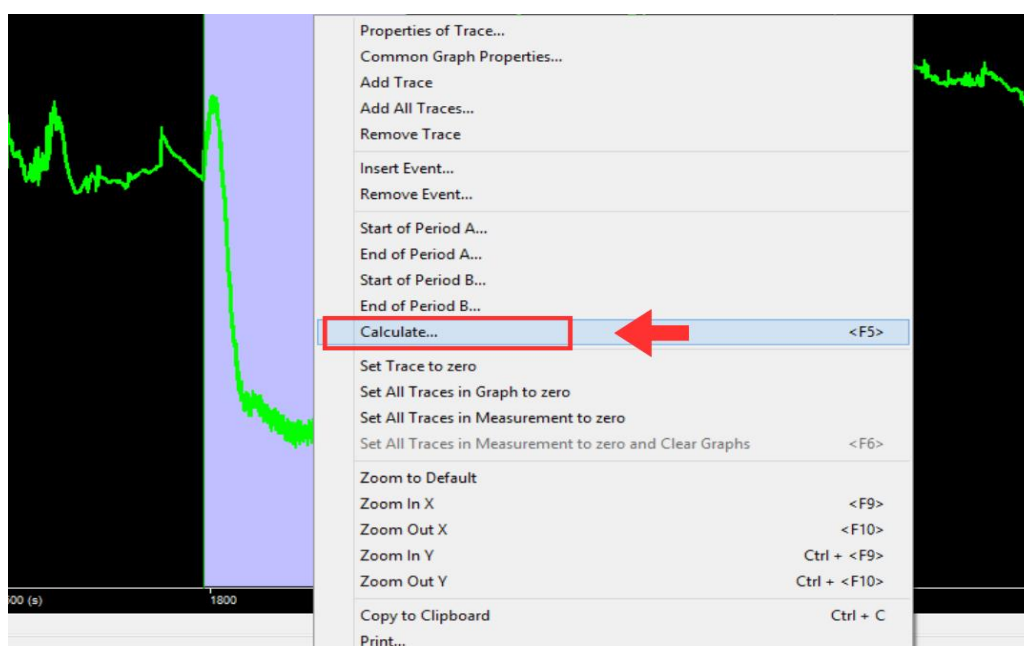


Figura 75. Fonte: acervo pessoal.

- Subtraia o valor indicado no campo “End” do valor indicado no campo “Start” para obter o tempo de resistência à isquemia em segundos

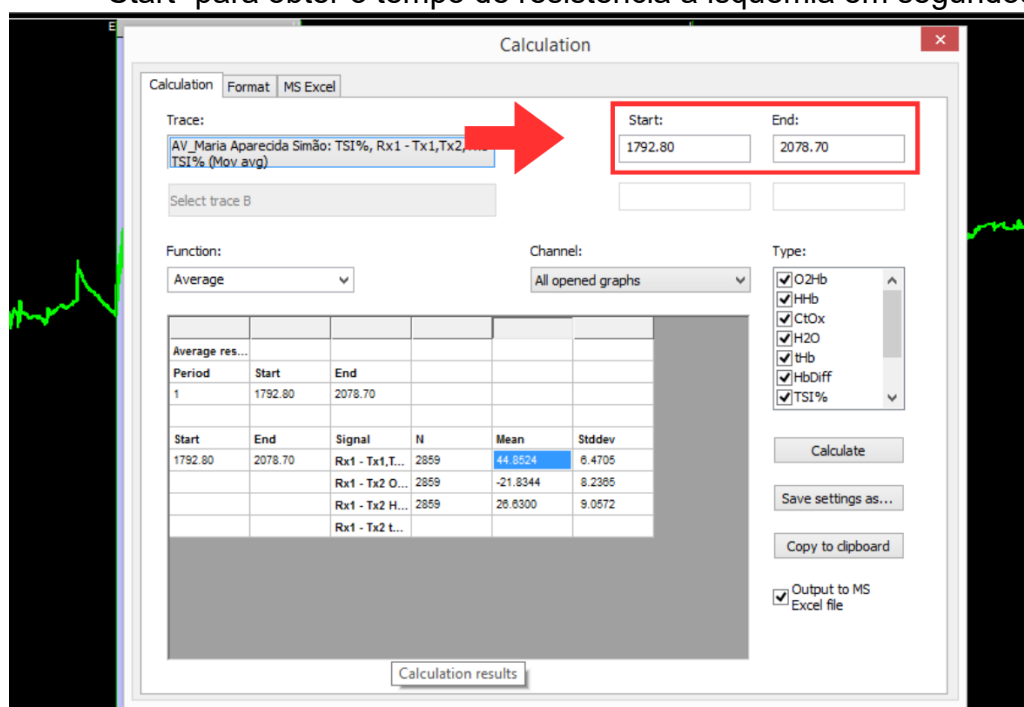


Figura 76. Fonte: acervo pessoal.

7.5.8 Saturação média do teste.

- Selecione o início e fim do teste, marcando-os respectivamente como “Start of period A” e “End of period A”

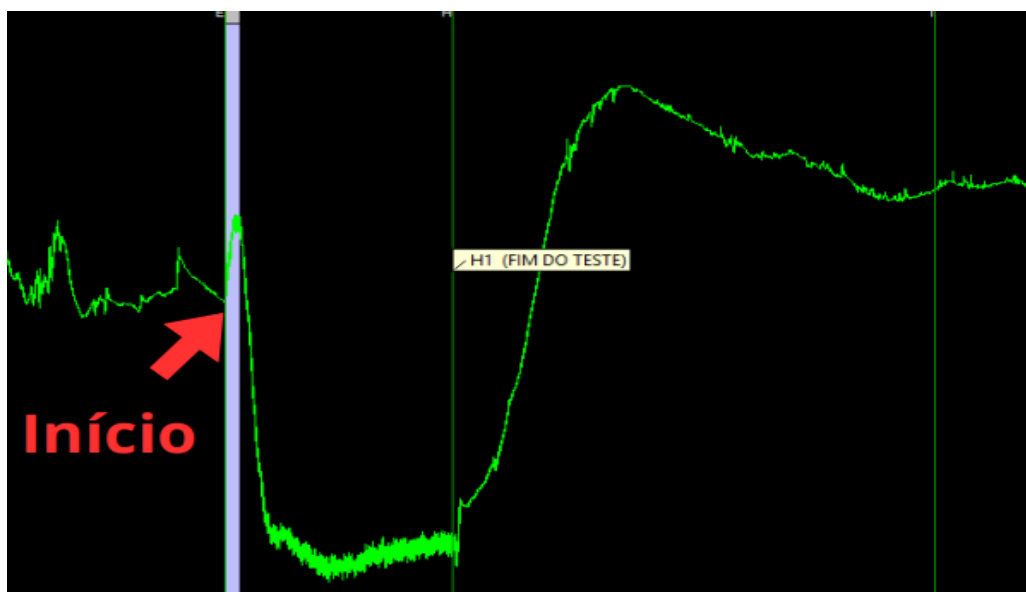


Figura 77. Fonte: acervo pessoal.

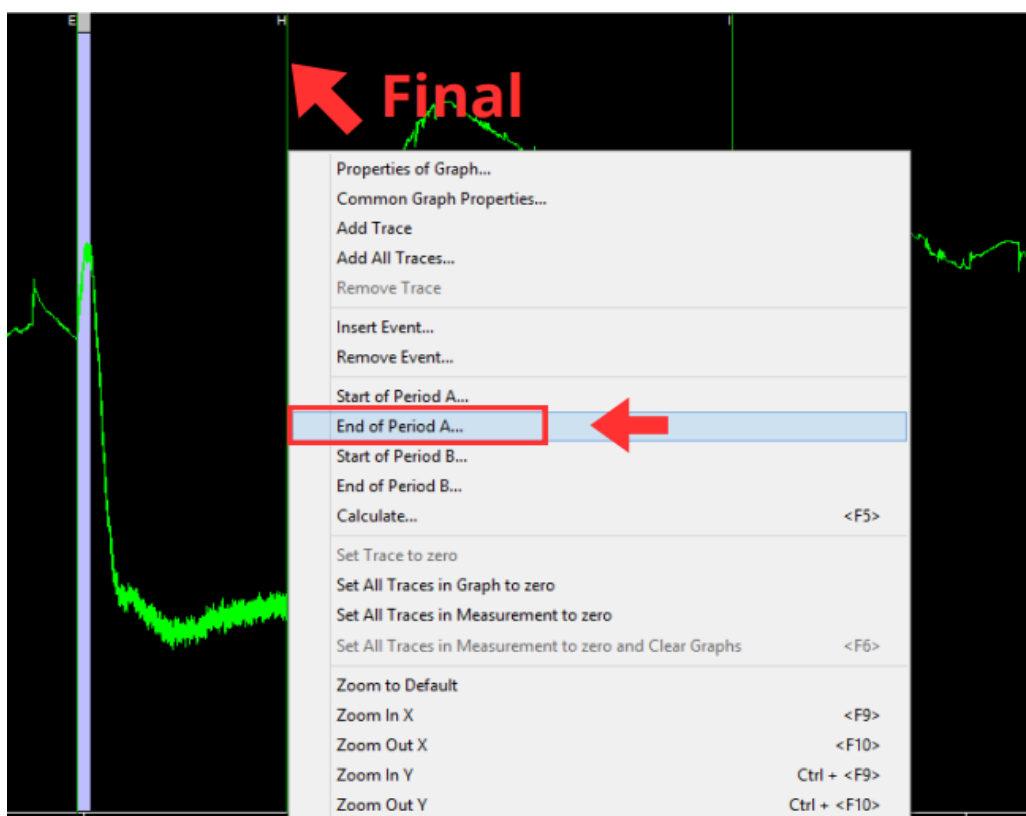


Figura 78. Fonte: acervo pessoal.

- Clique na área selecionada com o botão direito e escolha a opção “calculate”

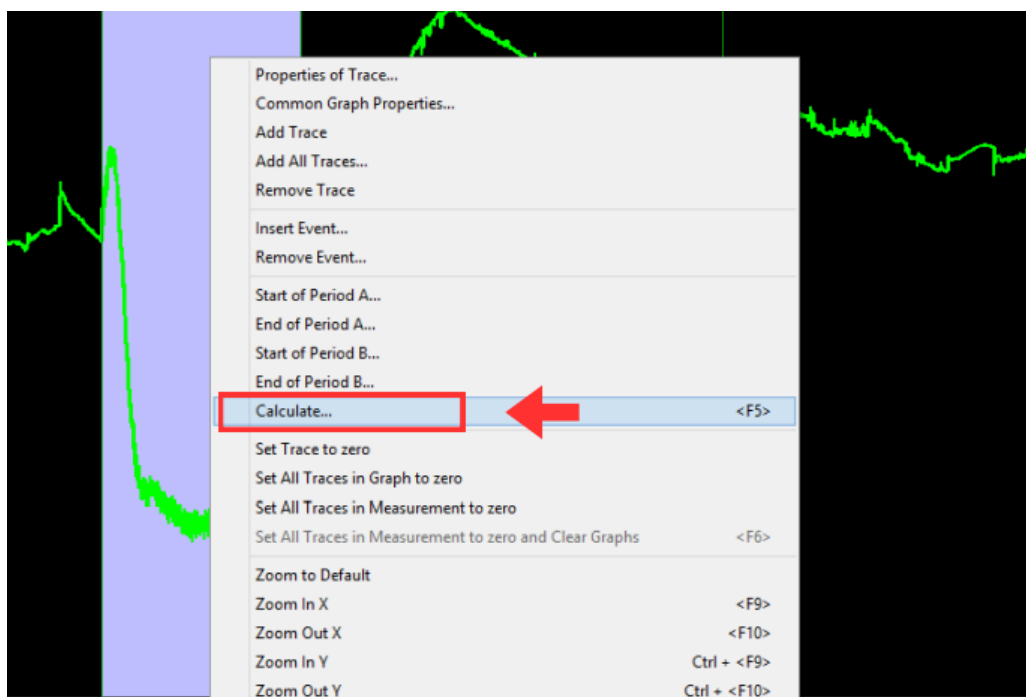


Figura 79. Fonte: acervo pessoal.

- No campo "Function" selecione a opção "Average", no campo "Channel" selecione a opção "All opened graphs" e clique no botão "Calculate". Utilize o primeiro valor indicado na coluna "Mean".

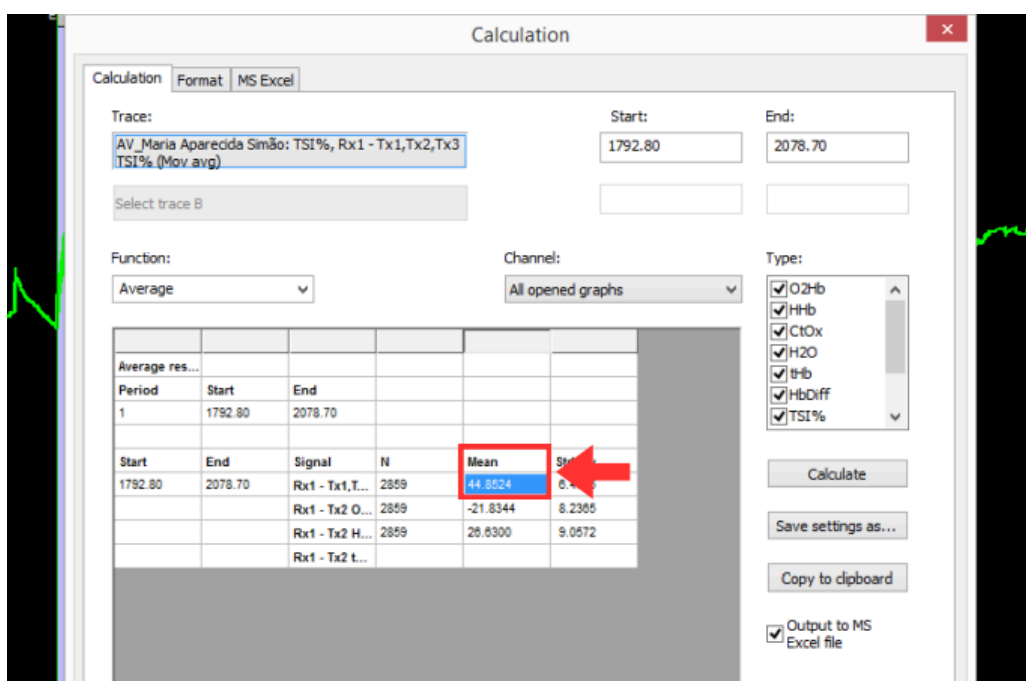


Figura 80. Fonte: acervo pessoal.

7.5.9 Tempo de reoxigenação ou T 100

- Com o cursor, verifique o valor de saturação ao início do teste ou da manobra de oclusão e em que ponto após seu fim, a saturação retorna ao nível inicial.

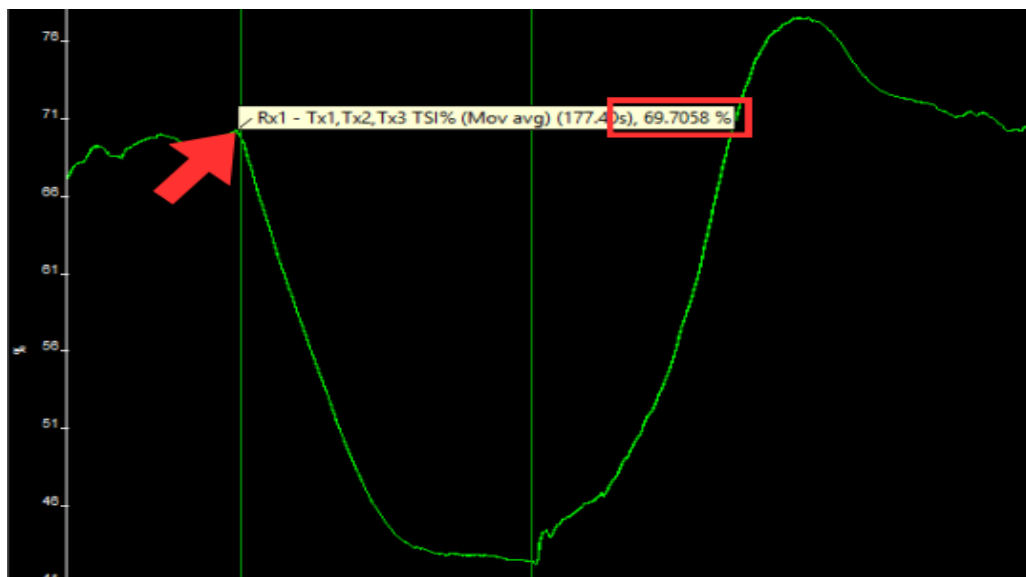


Figura 81. Fonte: acervo pessoal.

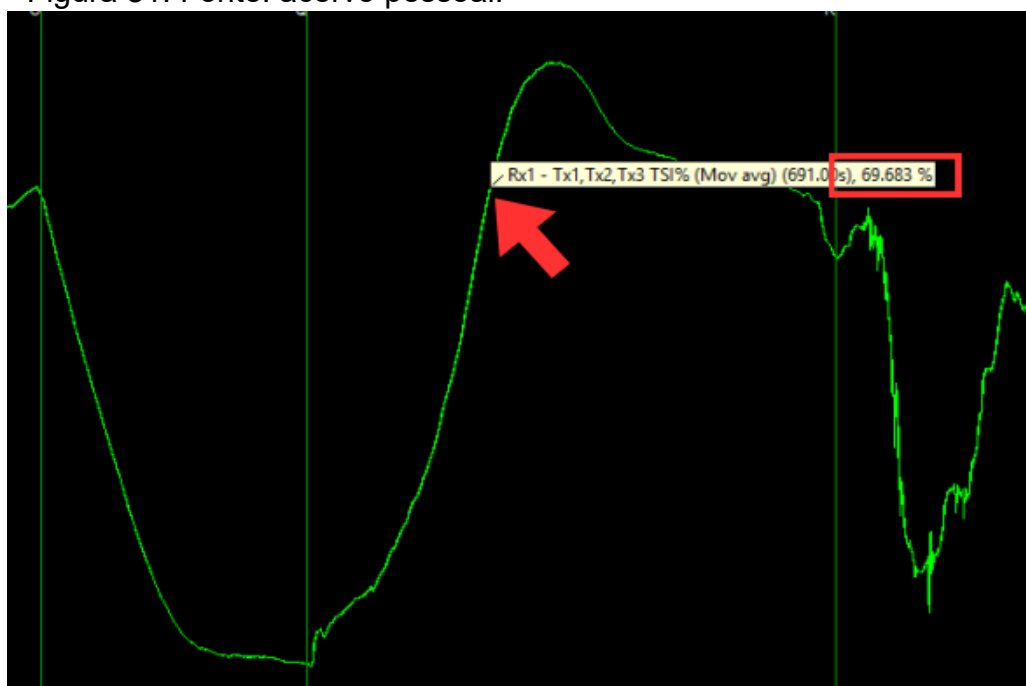


Figura 82. Fonte: acervo pessoal.

- Com o botão direito, clique no final da manobra e selecione “Start of period A”

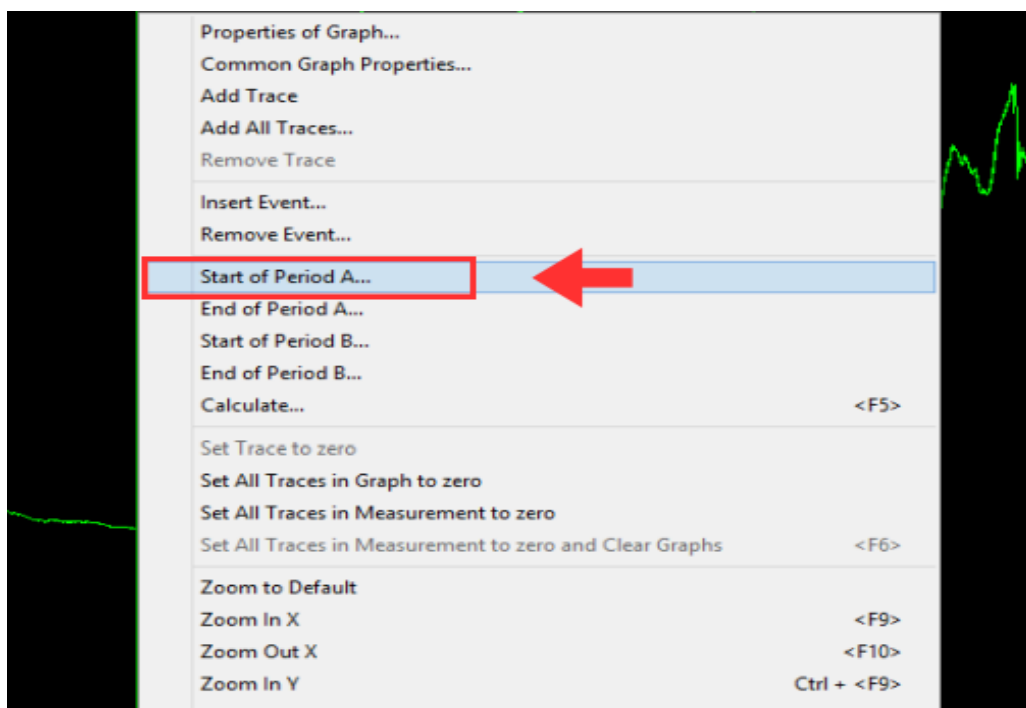


Figura 83. Fonte: acervo pessoal.

- No ponto em que foi identificado o retorno da saturação ao nível inicial, clique com o botão direito e selecione “End of period A”

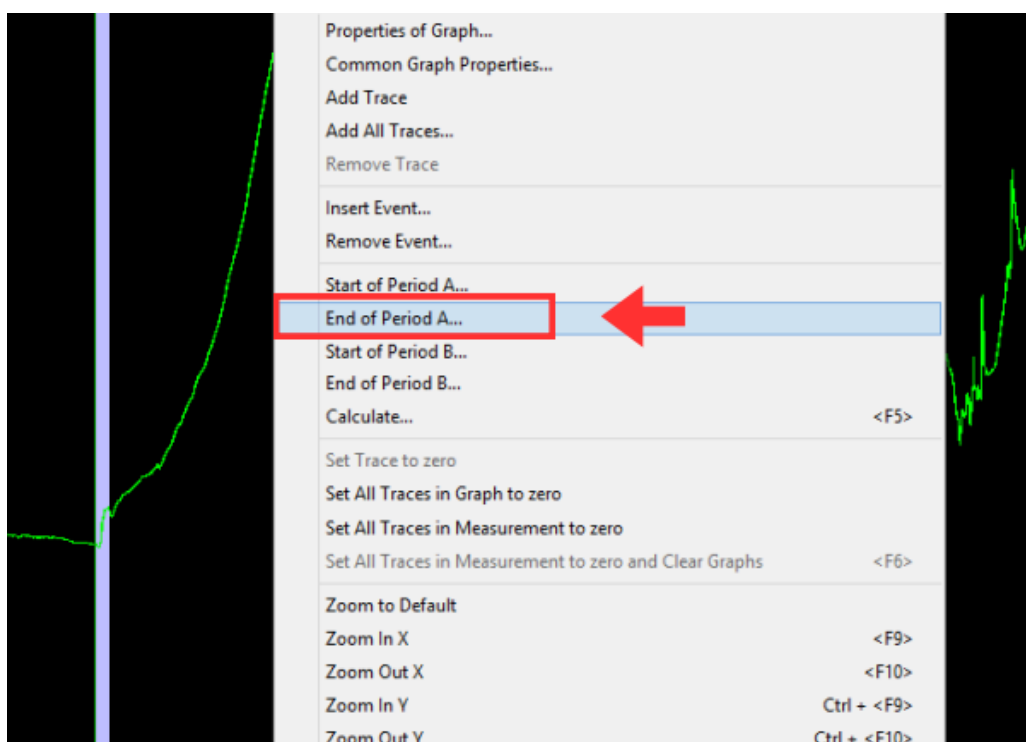


Figura 84. Fonte: acervo pessoal.

- Clique na seleção com o botão direito e escolha a opção “calculate”

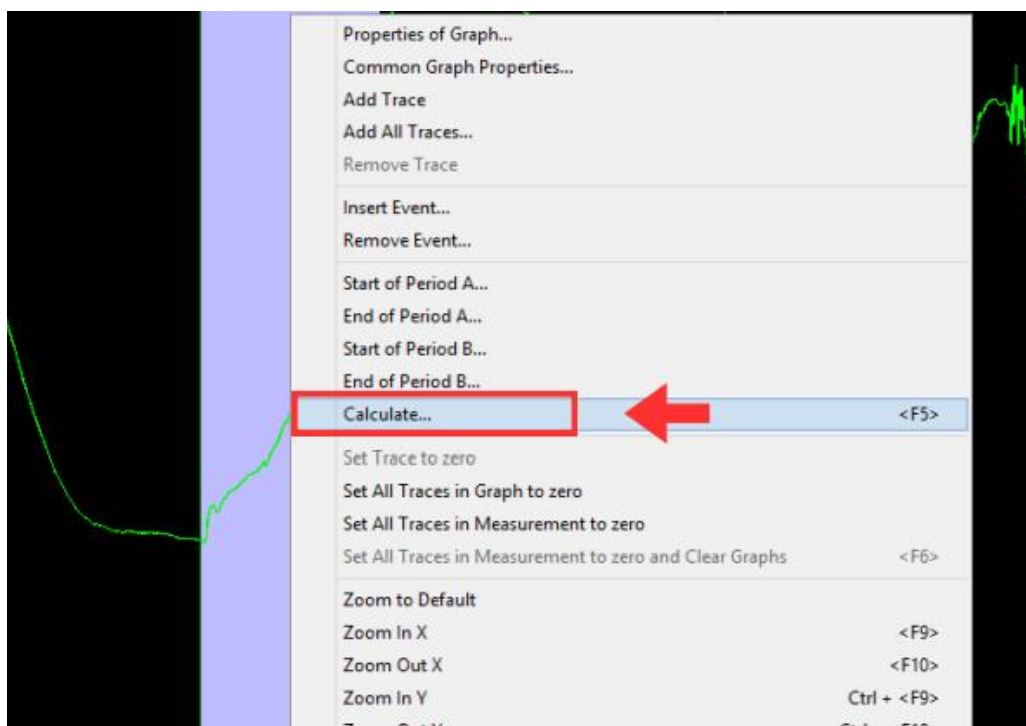


Figura 85. Fonte: acervo pessoal.

- Subtraia o valor indicado no campo “End” do valor indicado no campo “Start” para obter o tempo de recuperação da saturação em segundos

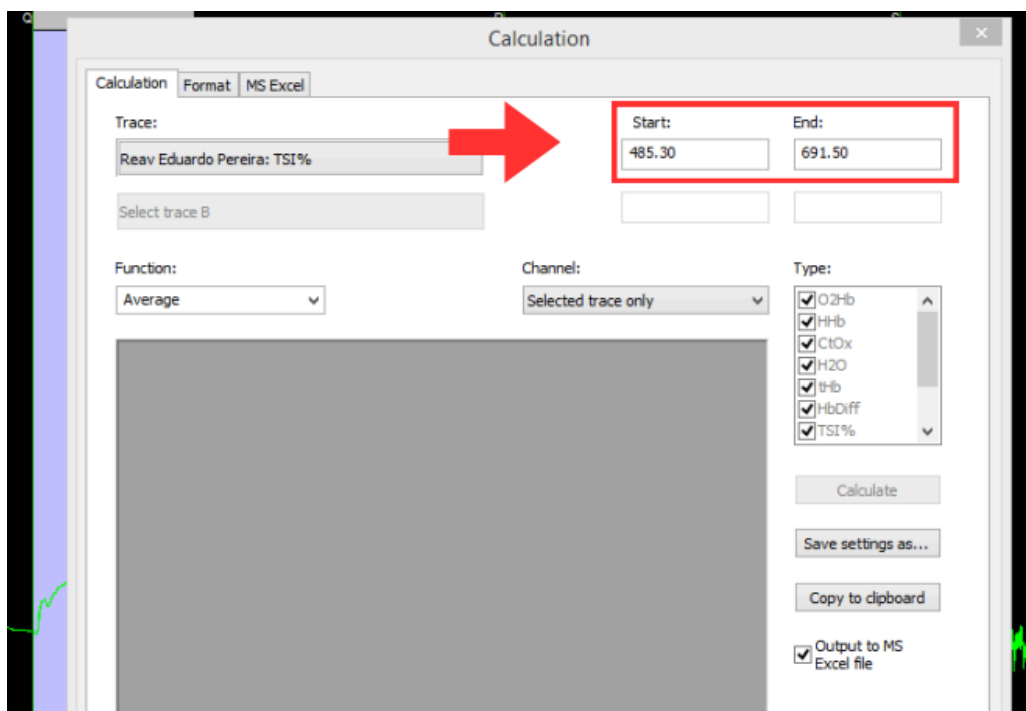


Figura 86. Fonte: acervo pessoal.

7.5.10 Tempo de reoxigenação T50 (T50)

- Realize o mesmo procedimento para o cálculo do T100 e o divida pela metade.

7.5.11 Taxa de reoxigenação

- Identificar o valor da StO_2 antes do início do teste ou manobra de oclusão.
- Identificar o valor da menor StO_2 ao fim do teste.
- Calcular o Delta: $\Delta StO_2 = StO_2 \text{ inicial} - StO_2 \text{ fim do teste}$
- Determinar o T100
- Calcular pela fórmula: Taxa de reoxigenação = $\Delta StO_2 / T100$

7.5.12 Presença da curva de hiperemia reativa e Delta da StO_2 na hiperemia reativa.

- Observe no gráfico se há curva de hiperemia reativa após o fim do teste desejado. Se houver, percorra o gráfico com o cursor até encontrar o maior valor registrado durante a recuperação e aplique na fórmula: Delta $StO_2 = StO_2 \text{ hiperemia} - StO_2 \text{ inicial}$.

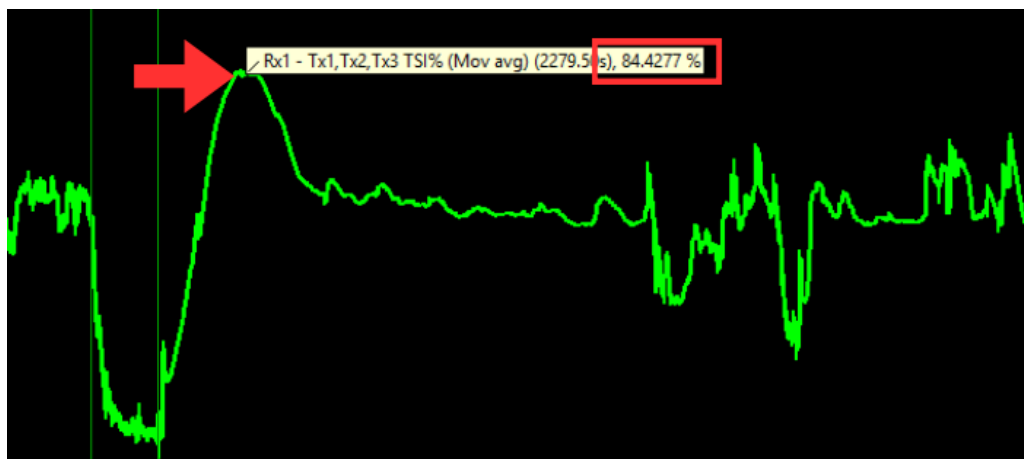


Figura 87. Fonte: acervo pessoal.

7.5.13 Área sob a curva da manobra de oclusão.

1. Selecione o início e fim da manobra de oclusão com o botão direito e botões de "Start of period A" e "End of period A"

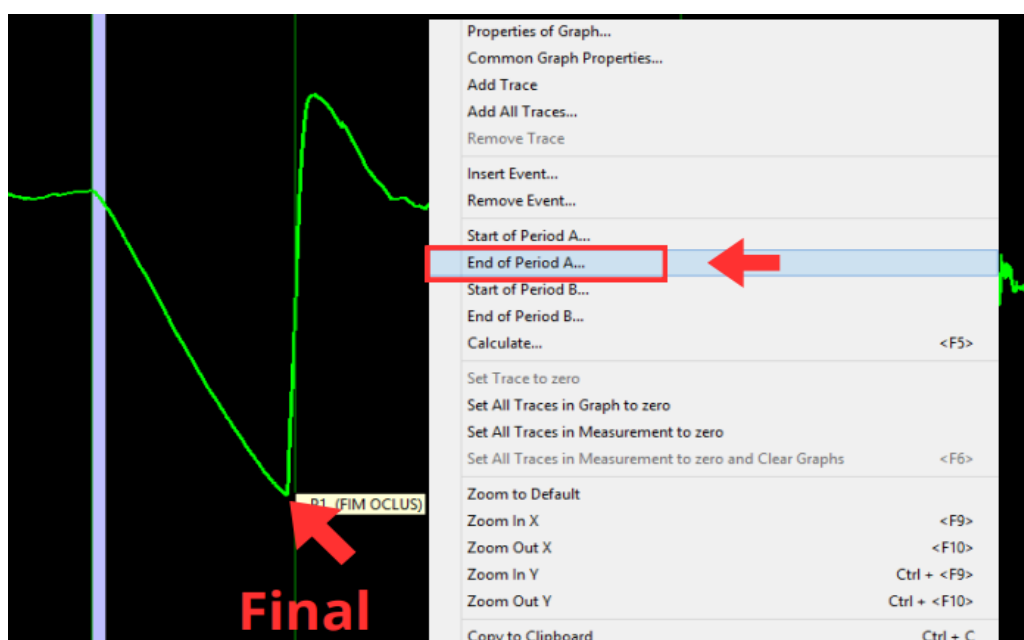


Figura 88. Fonte: acervo pessoal.

2. Clicar na área selecionada com o botão direito, e em seguida em “Calculate”

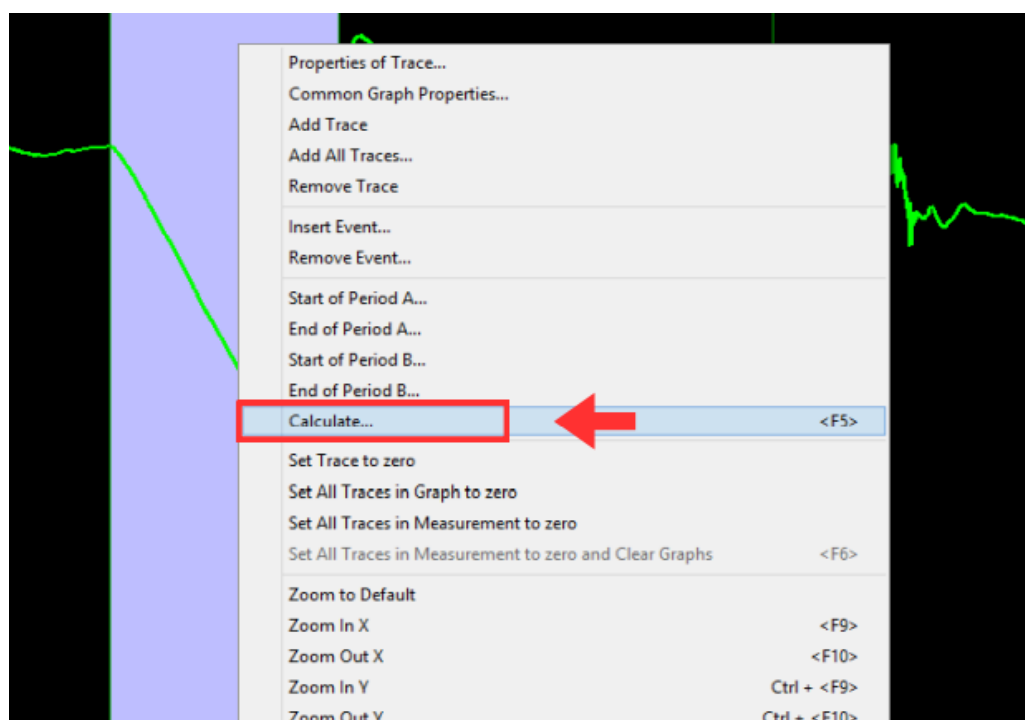


Figura 89. Fonte: acervo pessoal.

3. Na opção “Function” selecione “Area”

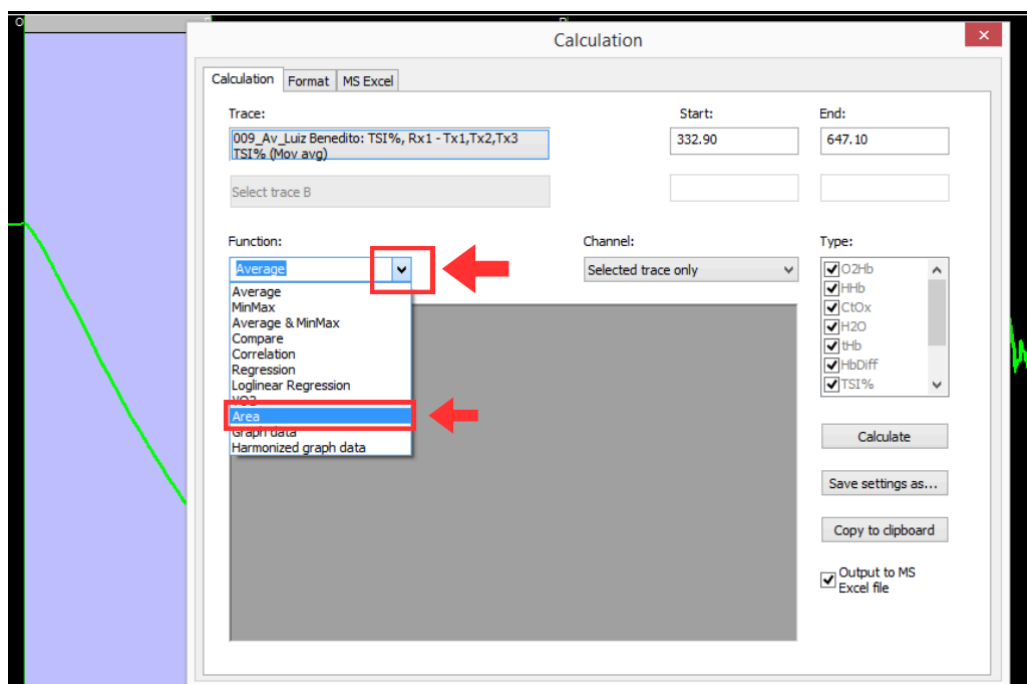


Figura 90. Fonte: acervo pessoal.

4. Na opção “Channel”, selecione: “All opened graphs”

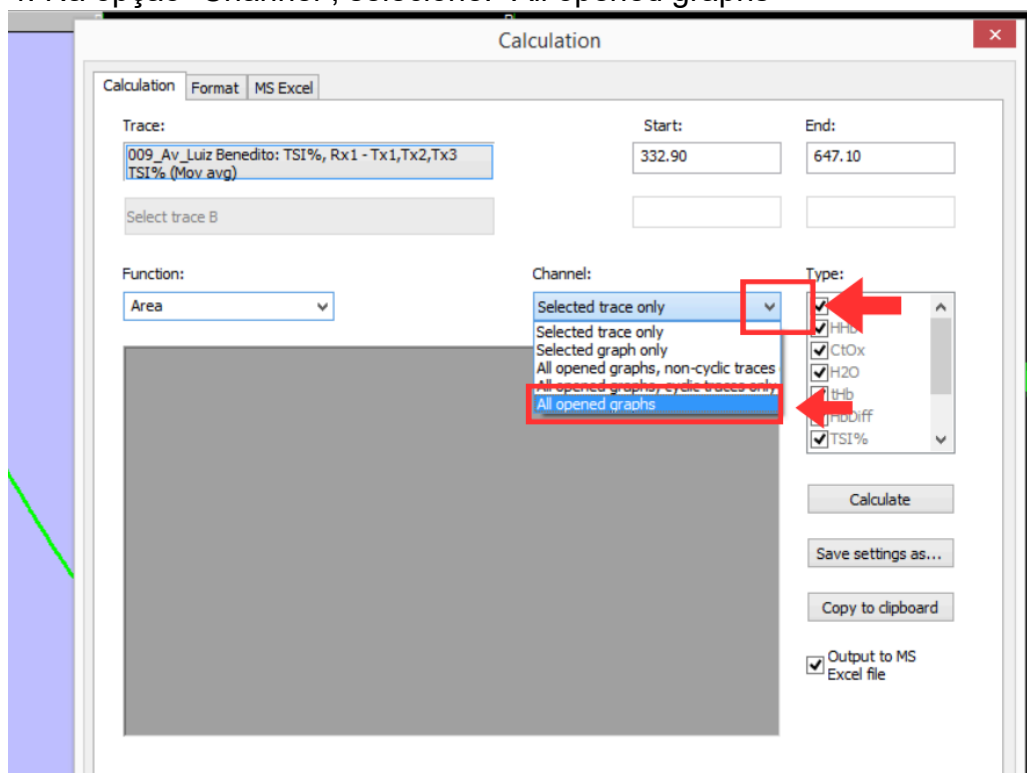


Figura 91. Fonte: acervo pessoal.

5. Clique no botão “Calculate”

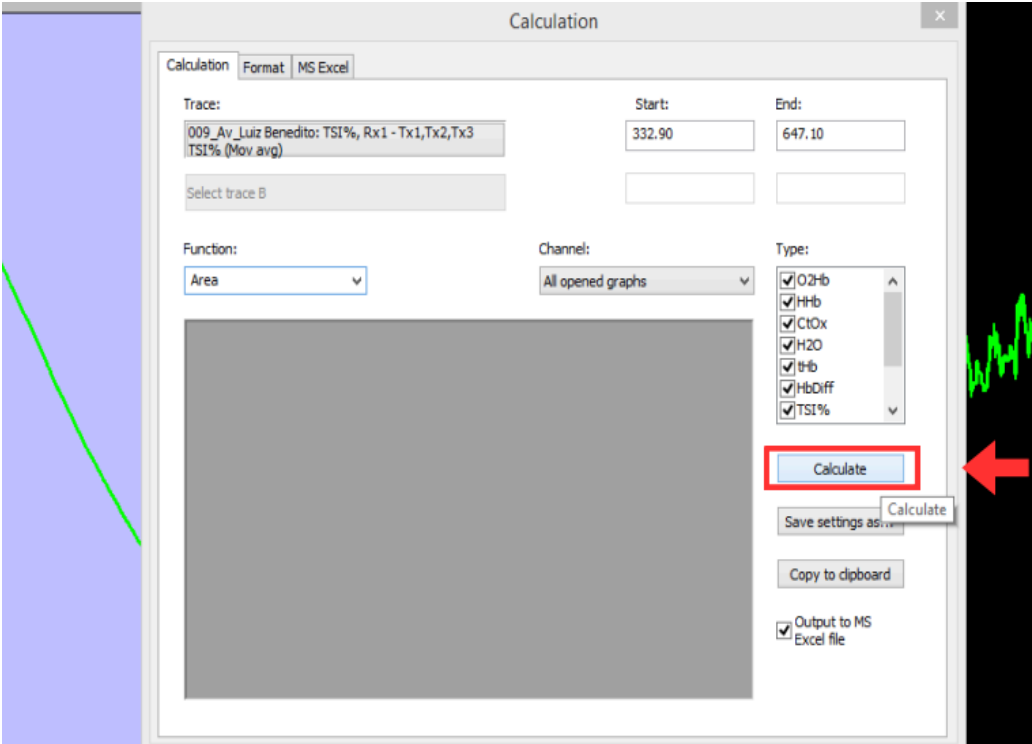


Figura 92. Fonte: acervo pessoal.

6. Utilize o segundo valor fornecido na última coluna denominada “Area”

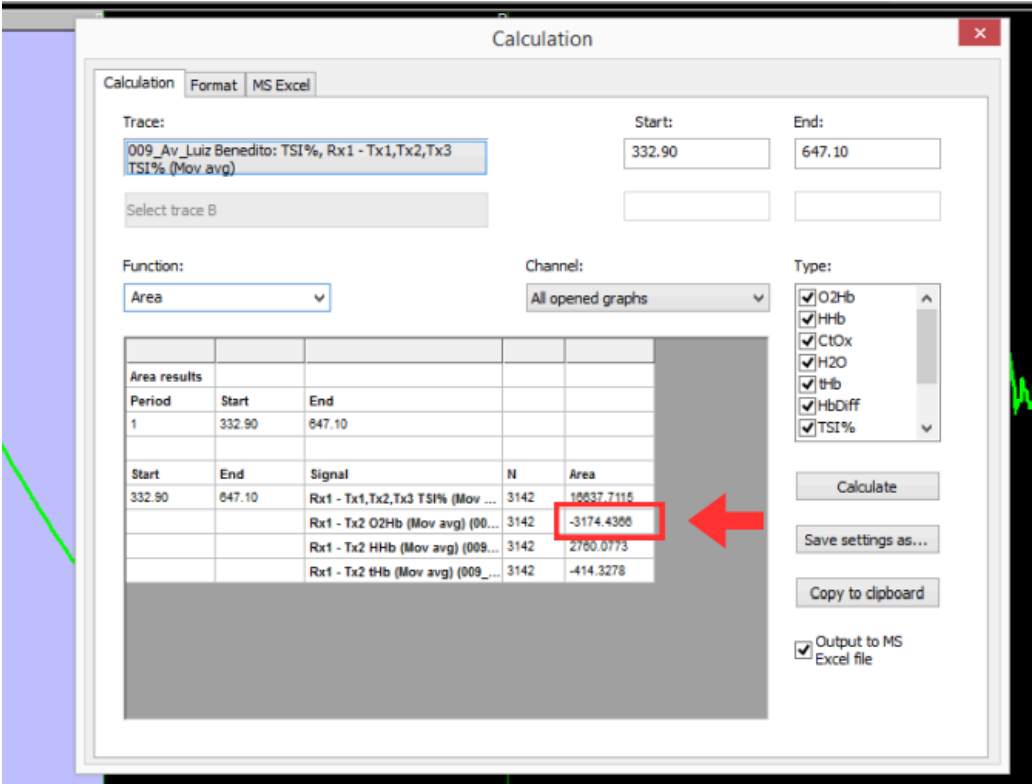


Figura 93. Fonte: acervo pessoal.

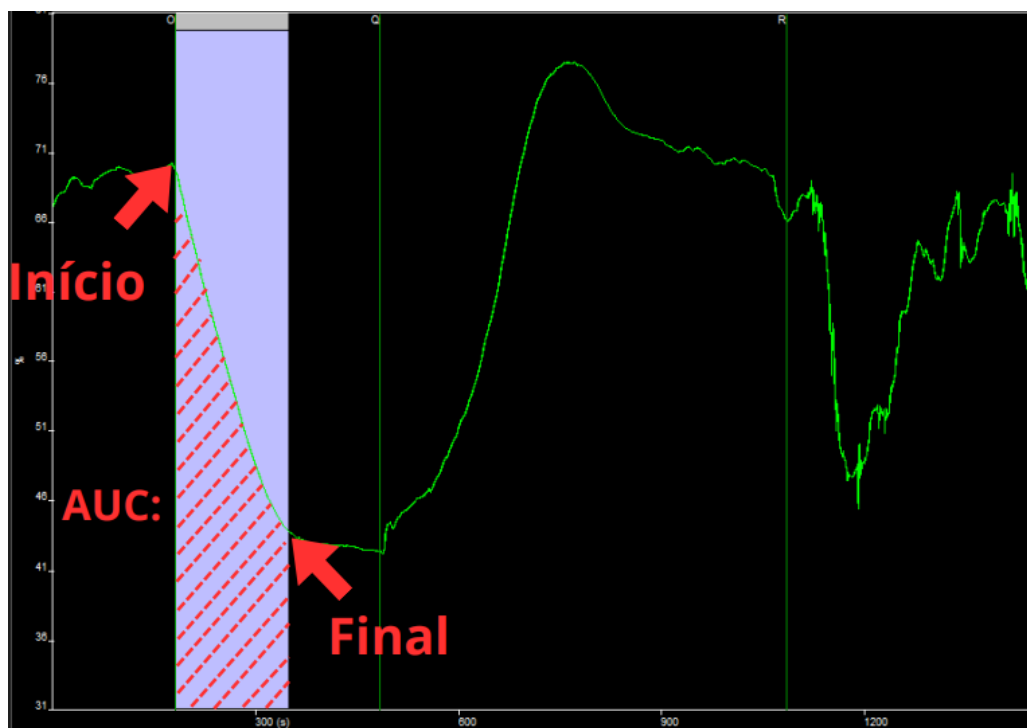


Figura 94. Fonte: acervo pessoal.

7. Obtendo o maior valor de saturação durante a hiperemia após finalização do teste: Com o cursor, percorra o gráfico até encontrar o maior valor registrado durante a recuperação.

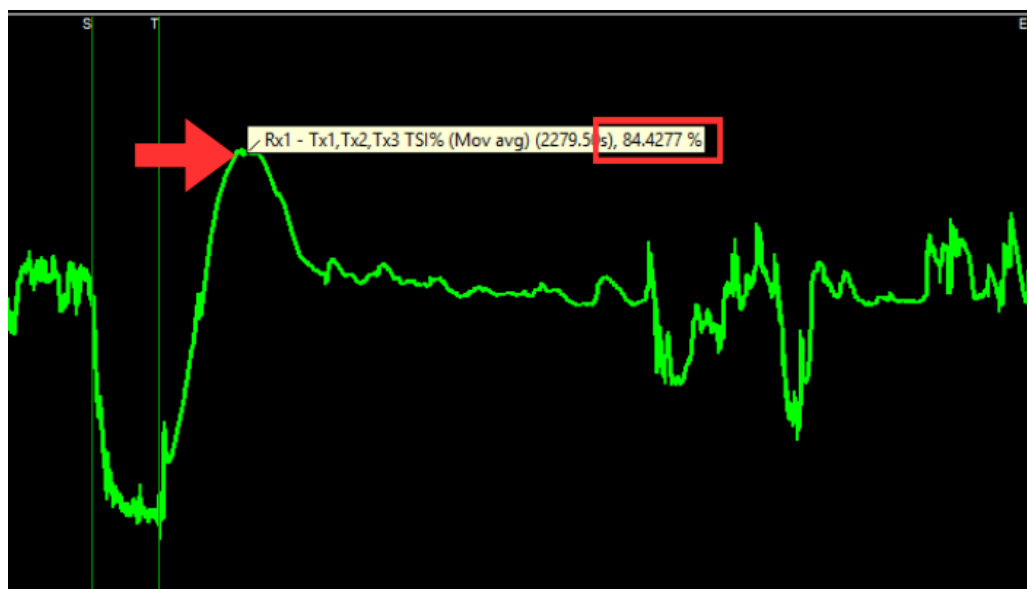


Figura 95. Fonte: acervo pessoal.

7.5.14 Área sob a curva no teste de esforço

Para o cálculo da área sob a curva deve ser usada a função calculate conforme já descrita no item 6.5.2 . O período de análise deve ser selecionado de acordo com o interesse, como por exemplo o tempo total do teste ou o tempo de desoxigenação ou o tempo de reoxigenação.

- 1- Selecionar o período a ser analisado. Abaixo exemplo do teste de esteira com velocidade constante, incluindo aquecimento . Período selecionado referente ao início e final do teste.

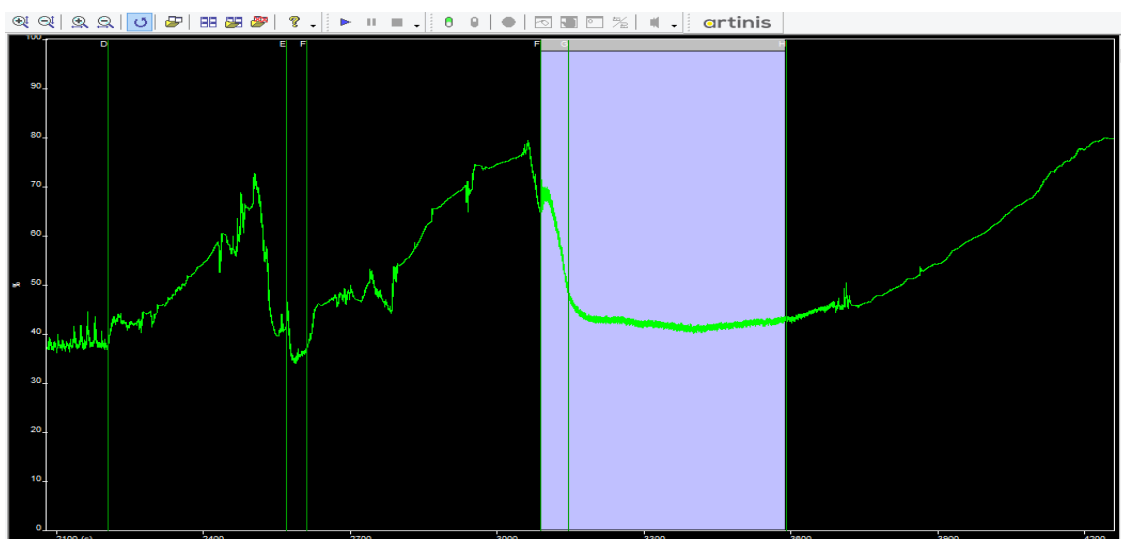


Figura 96. Fonte: acervo pessoal.

- 2- Clicar com o botão direito e selecionar calculate. No menu de seleção optar por área.

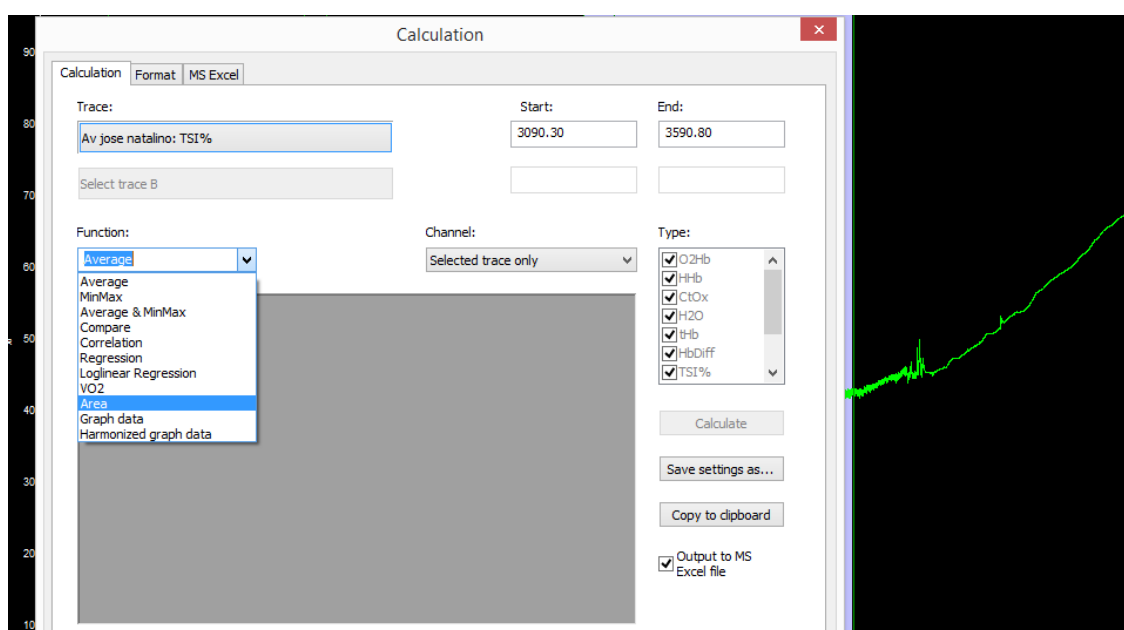


Figura 97. Fonte: acervo pessoal.

3- Seleccionar “all open graphs”

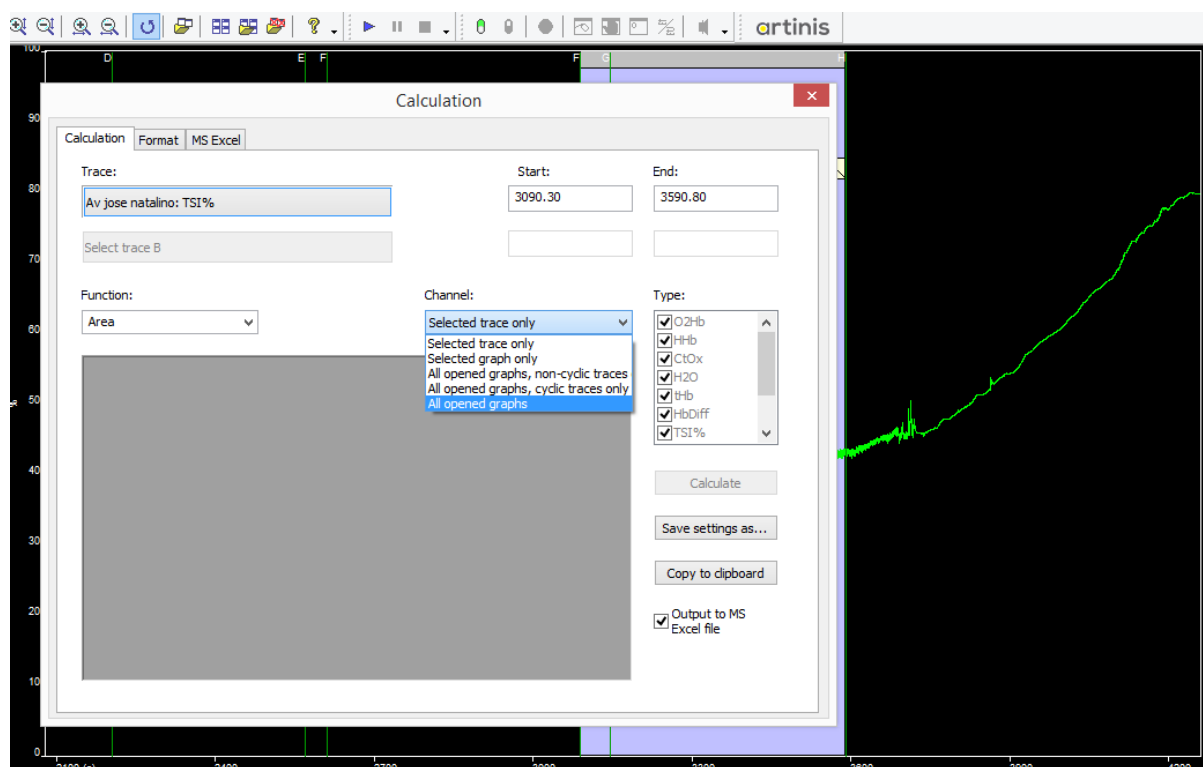


Figura 98. Fonte: acervo pessoal.

4- Clicar em calculate e obter os resultados

O programa fornece a área referente a HbO_2 , HHb e StO_2 do período selecionado.

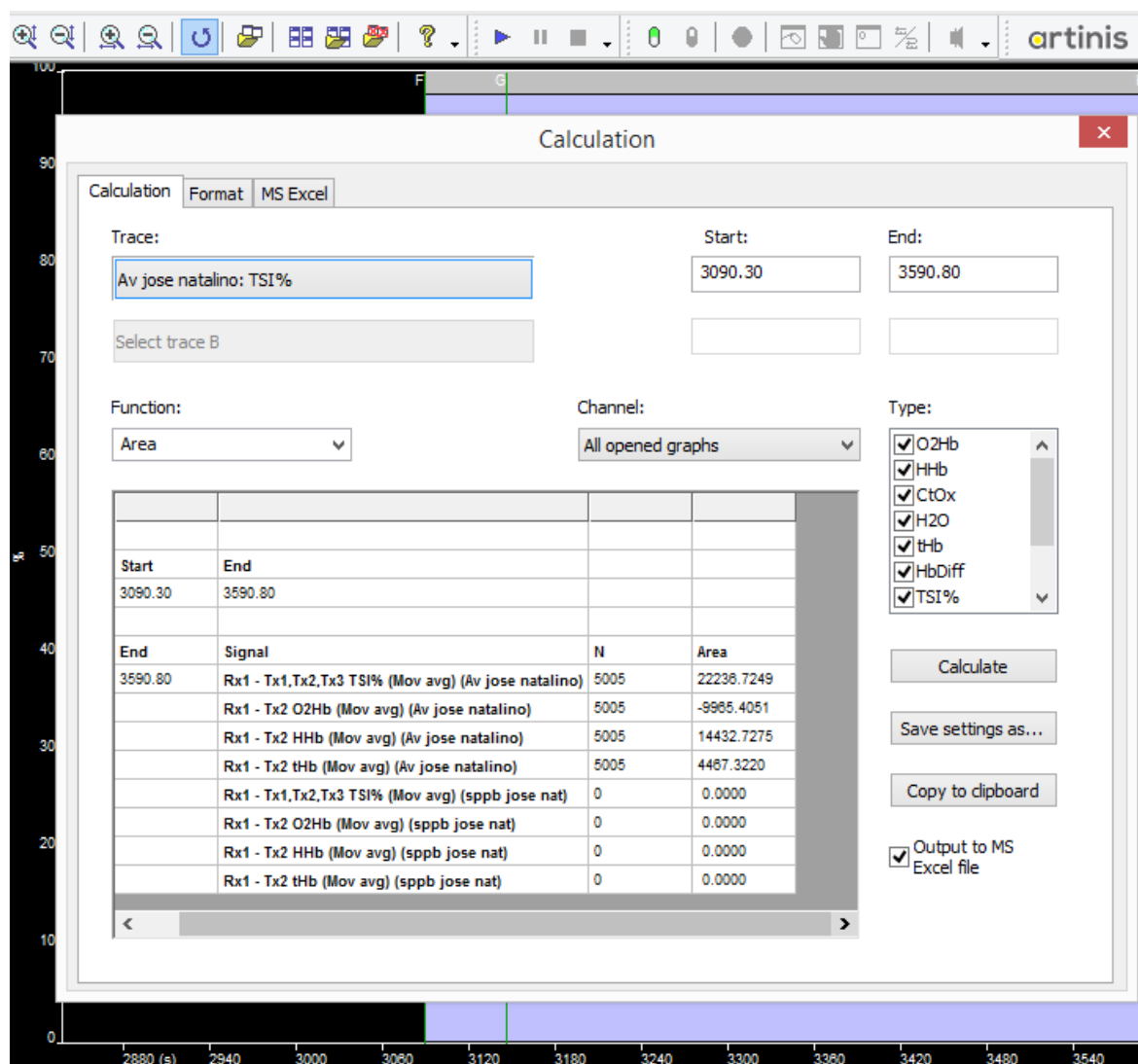


Figura 99. Fonte: acervo pessoal.

7.5.15 Protocolo de abertura de arquivos quando se altera o local de salvamento original.

Para realizar este procedimento é necessário que o computador tenha o software instalado e o Dongle USB (chave Rocky4) conectado.

1. Abrir o programa.

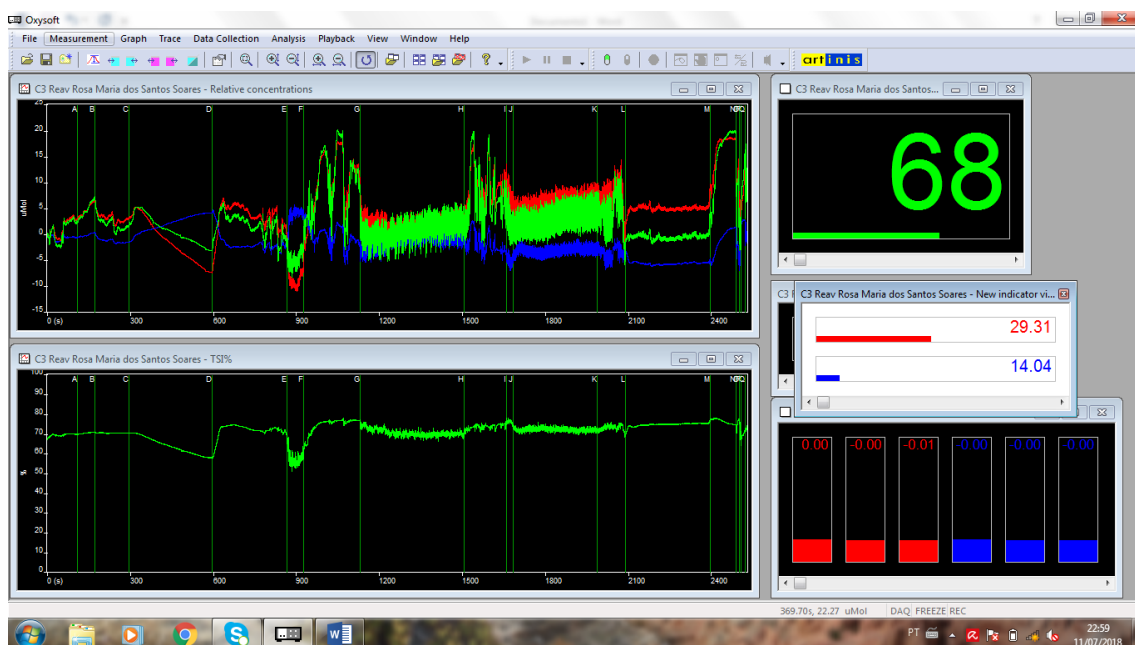


Figura 100. Fonte: acervo pessoal.

2. Clicar em measurement Properties

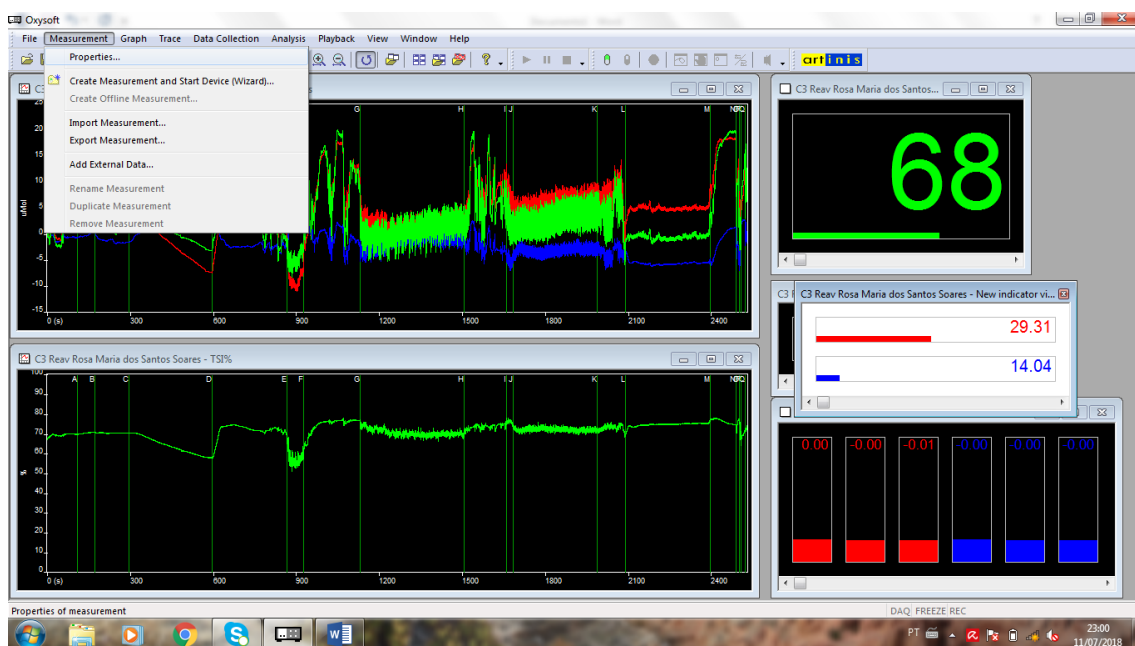


Figura 101. Fonte: acervo pessoal.

3. Após abrir a janela, clique em Browse.

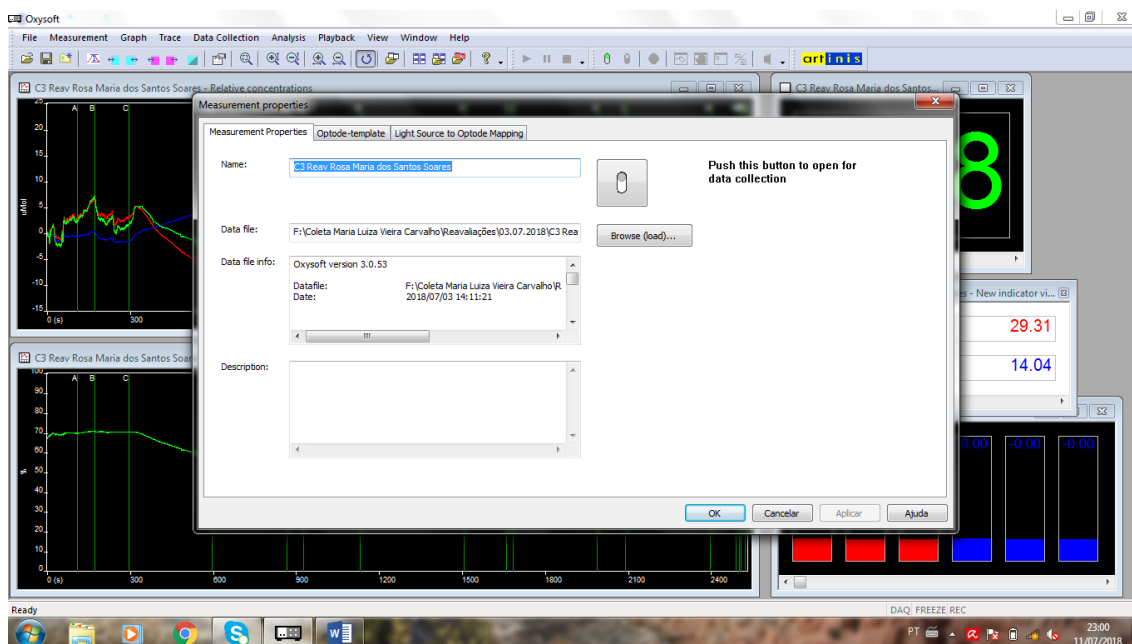


Figura 102. Fonte: acervo pessoal.

4. Selecione o arquivo oxy3 (ou seja não é o oxyproj.) ? Clique em abrir.

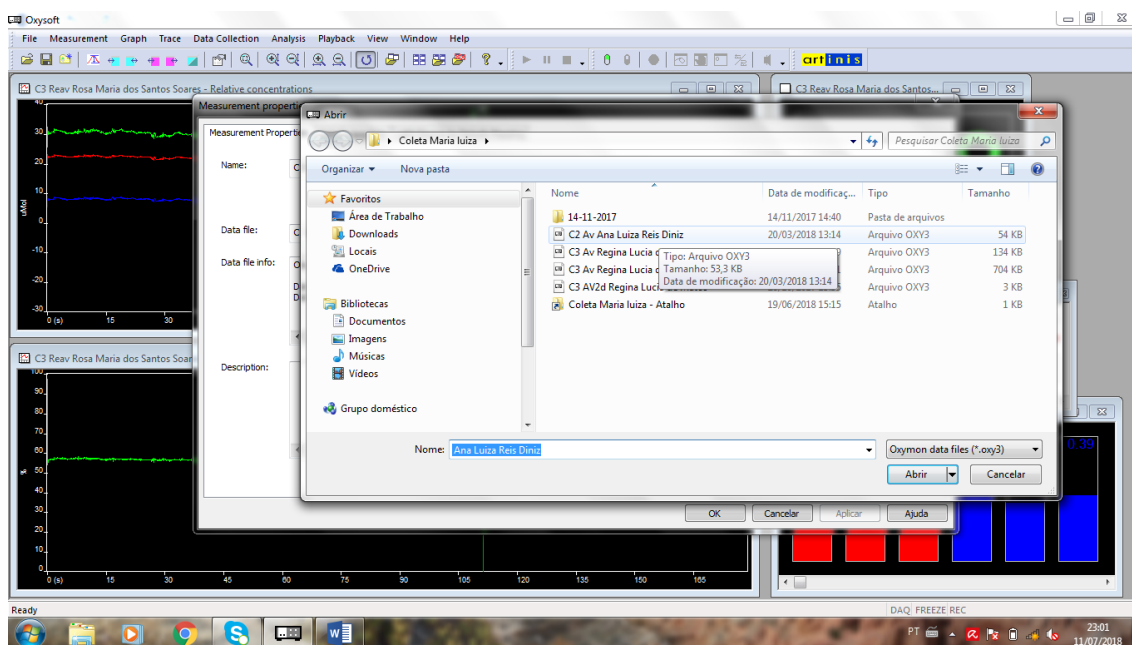


Figura 103. Fonte: acervo pessoal.

5. Clique em OK.

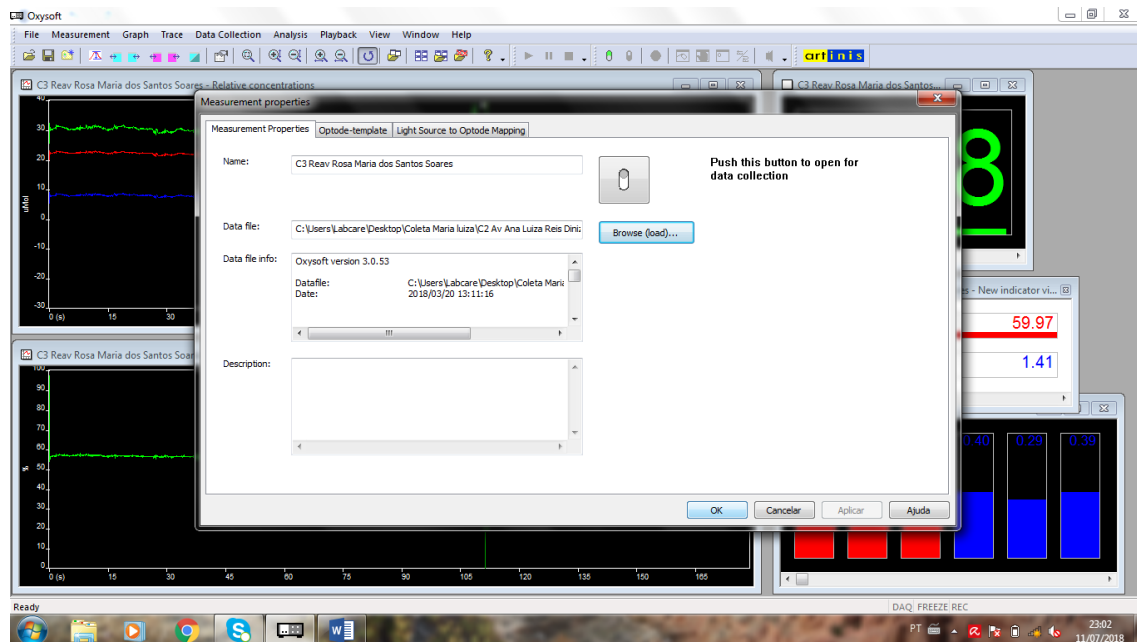


Figura 104. Fonte: acervo pessoal.

6. O arquivo desejado será aberto.



Figura 105. Fonte: acervo pessoal.

8. AJUSTES DAS VARIÁVEIS DURANTE O EXERCÍCIO E REDISTRIBUIÇÃO DO FLUXO

Cerca de 40% da massa corporal total é composta por tecido muscular esquelético. Durante o exercício, a maior parte do consumo total de oxigênio do corpo ocorre nos músculos em atividade (Colier *et al.*, 1995). Na passagem do repouso para o exercício ocorre redirecionamento do fluxo sanguíneo, devido à ação vasoconstritora do sistema nervoso simpático sobre as arteríolas locais dos órgãos e músculos inativos. O fluxo sanguíneo é redirecionado para longe das áreas dos rins e esplênica (fígado, estômago, pâncreas e intestino) e deslocado para as áreas de maior demanda metabólica que obviamente será o músculo estriado esquelético envolvido no exercício. Portanto, durante o exercício físico tanto o fluxo sanguíneo quanto o metabolismo oxidativo muscular respondem à demanda local aumentada de oxigênio (Guyton *et al.*, 2006). O estudo de Van Beekvelt *et al.* (2001) investigou o consumo de oxigênio muscular local e o fluxo sanguíneo do antebraço no repouso e no exercício por meio da NIRS e comparou os resultados com o consumo de oxigênio local e fluxo sanguíneo global derivados do Método Fick e da pletismografia. Foi verificado que o fluxo sanguíneo aumentou aproximadamente 1,4 vezes quando comparados o repouso e o exercício de baixa intensidade, enquanto o consumo de oxigênio local dobrou. Assim, o aumento do consumo de oxigênio foi maior do que o aumento do fluxo e, aparentemente, o aumento da demanda de oxigênio é atingido por um aumento de sua extração (Van Beekvelt *et al.*, 2001).

Durante a manobra de oclusão ou exercício observa-se ajustes semelhantes das variáveis StO₂, HbO₂ e HHb mensurados pela NIRS (Figura 106 e 107). A magnitude dos ajustes durante o exercício varia de acordo com a intensidade, duração e tipo de exercício. Exercícios máximos ou isométricos tendem a produzir resposta de maior magnitude das variáveis mensuradas pela NIRS. Em indivíduos saudáveis, durante a isquemia induzida pela manobra de oclusão arterial ou pelo exercício, verifica-se queda da StO₂ com consequente queda da HbO₂ e aumento da HHb. Após liberação do fluxo arterial ou interrupção do exercício, observa-se a recuperação progressiva dos valores de

StO₂, HbO₂ e HHb. Ocorre nesse momento o fenômeno da hiperemia reativa, ou seja, a StO₂ atinge valor superior ao basal, decorrente da vasodilatação dependente do endotélio (Figura 106 e 107)(Boushel *et al.*, 1998; Komiyama *et al.*, 2001; Ferrari *et al.*, 2004).

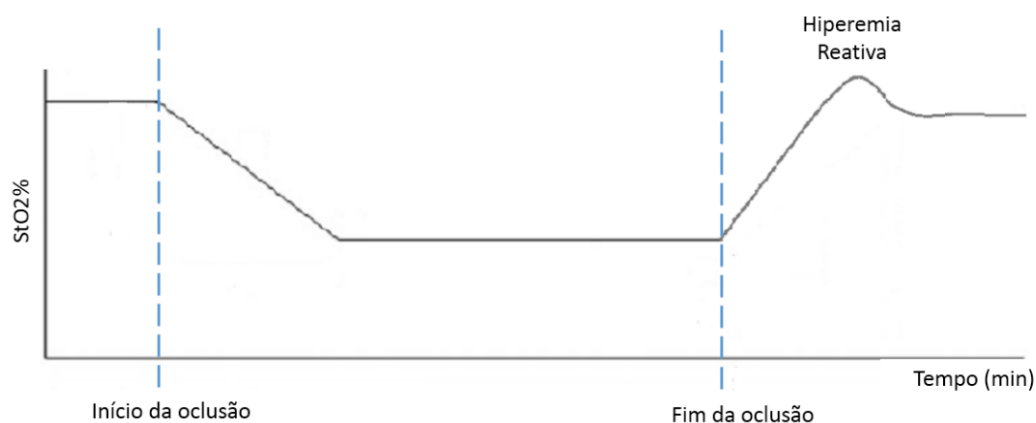


Figura 106. Mudanças da StO₂ durante a monobra de oclusão arterial e exercício. Fonte: acervo pessoal.

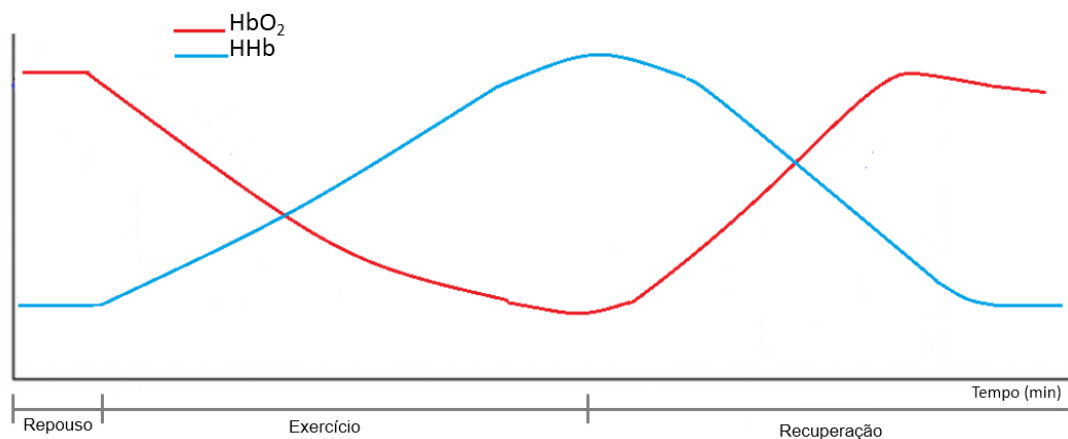


Figura 107. Mudanças das concentrações de HbO₂ e HHb durante um teste de esforço. Fonte: acervo pessoal.

9. UTILIZAÇÃO DA NIRS PARA PRESCREVER INTENSIDADE DE EXERCÍCIO

A capacidade de exercício de um indivíduo pode ser limitada por problemas na função cardíaca ou ventilatória, no fluxo sanguíneo destinado ao

sistema músculo esquelético ou na extração de oxigênio pelo músculo (metabolismo oxidativo), dentre outros. A figura 108 ilustra uma representação esquemática do sistema de “engrenagens” que demonstra a importância da relação entre os sistemas ventilatório, circulatório e musculoesquelético. Essa interação dos sistemas definirá o desempenho físico do indivíduo. Durante a realização de exercício o oxigênio é captado pelo sistema pulmonar, transportado pelo sistema cardiovascular, utilizado pelo sistema muscular. Ao chegar na mitocôndria, localizada na célula muscular, será utilizado na cadeia respiratória pela via oxidativa. Nesse processo o gás carbônico (CO_2) retornará passando pelos mesmos sistemas até ser eliminado pela ventilação do sistema pulmonar. Para um bom desempenho físico todas as “engrenagens” devem estar funcionando de forma equilibrada (Mcardle *et al.*, 2011).

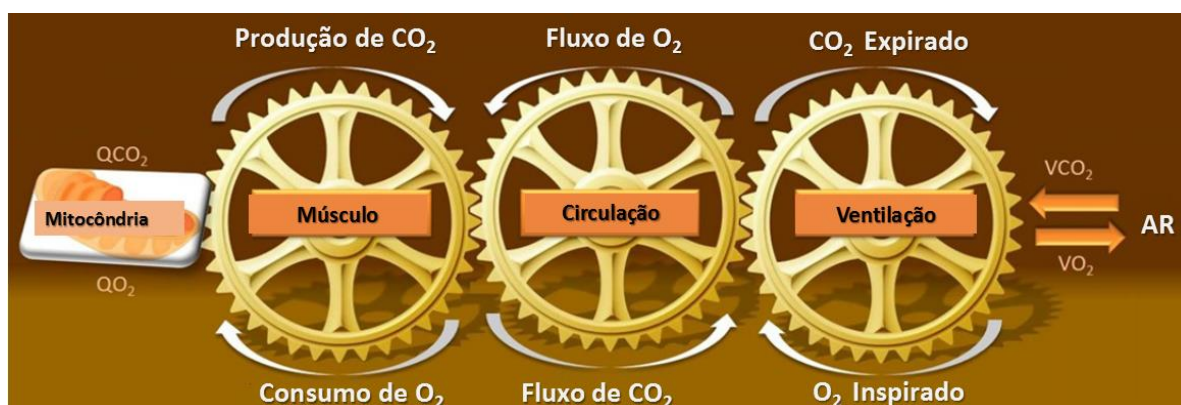


Figura 108. Figura que ilustra interrelação entre os sistemas ventilatório, circulatório e musculoesquelético. (Fonte: Adaptado de <http://www.metttest.net/images/page%20images/gearcolor2.jpg>)

A análise da intensidade do exercício, para fins de treinamento e reabilitação, pode ser realizada por meio do limiar anaeróbico obtido durante os testes de esforço máximo. É possível inferir sobre as mudanças metabólicas celulares através da análise dessas variáveis, que poderão ser detectadas no primeiro e segundo limiares.

O aumento da ressíntese anaeróbica e adenosina trifosfato refletem indiretamente na ocorrência do limiar anaeróbico. A medida que o esforço perdura, ocorre a produção de ácido láctico e o aumento dos valores de CO_2 ,

estas mudanças refletem a baixa captação de oxigênio (O_2) e consequente a produção de energia anaeróbica pelos miócitos. A ocorrência do segundo limiar anaeróbico ou ponto de compensação respiratória, demonstra o momento em que há o acúmulo de ácido láctico devido à baixa compensação respiratória (Richardson *et al.*, 2006; Mcardle *et al.*, 2011).

As informações fornecidas pela avaliação não-invasiva utilizando a NIRS sobre a oxigenação periférica tecidual refletem o fornecimento e utilização do oxigênio pelo sistema muscular durante o exercício e podem possibilitar a detecção de um limiar ideal de exercício (Seiler e Kjerland, 2006; Van Der Zwaard *et al.*, 2016). Estudos preliminares buscam a detecção do limiar ideal de exercício baseado nas variáveis derivadas da NIRS (Miura *et al.*, 1998; Racinais *et al.*, 2014; Van Der Zwaard *et al.*, 2016). Van Der Zwaard *et al.* (2016) verificou que, ao realizar um protocolo de exercício incremental máximo, a variável limiar de oxigenação derivada da NIRS é reprodutível e coincide com o limiar anaeróbico, correlacionando moderadamente ($r=0,58-0,63$, $p<0,001$). Embora o limiar de oxigenação derivado da NIRS seja reprodutível e potencialmente um limiar de exercício adequado, o primeiro limiar anaeróbico, obtido pela ergoespirometria, tem maior poder discriminatório entre os sexos e o estado de treinamento durante o exercício incremental máximo (Van Der Zwaard *et al.*, 2016).

O estudo de Racinais *et al.* (2014) teve como objetivo identificar os pontos de ruptura da oxigenação muscular (limiar de oxigenação), avaliados pela NIRS, e a atividade elétrica muscular, avaliada por eletromiografia, durante um exercício de incremental em relação ao primeiro e segundo limiares anaeróbicos, avaliados pela ergoespirometria. Foi verificado que a oxigenação do músculo vasto lateral e a atividade eletromiografica demonstraram limiares apenas após o segundo limiar ventilatório. As alterações na atividade elétrica do bíceps femoral e vasto lateral ocorreram moderadamente (Cohen's $d > 0,6$) e significativamente ($p < 0,05$) acima do segundo limiar anaeróbico, sugerindo que os eventos metabólicos e ventilatórios que caracterizam este último limiar cardiorrespiratório podem afetar os níveis de oxigenação do músculo bem como o recrutamento muscular (Racinais *et al.*, 2014). Miura *et al.* (1998) verificaram que avaliar simultaneamente a função ventilatória por meio da ergoespirometria

e o estado de oxigenação-desoxigenação dos músculos utilizando a NIRS, pode favorecer a compreensão dos fatores que determinam a tolerância ao exercício(Miura *et al.*, 1998). Outros estudos são necessários para confirmar e otimizar o uso da NIRS na detecção de um limiar ideal de exercício. De qualquer forma, a NIRS pode ser utilizada em conjunto com a ergoespirometria e eletromiografia para ampliar a compreensão dos fatores que levam à intolerância ao exercício em pacientes com condições de saúde distintas.

10 APLICAÇÃO DA NIRS EM DOENÇAS VASCULARES

10.1 Doença arterial periférica

Estudos recentes demonstram que os valores absolutos de StO₂ em repouso são similares em indivíduos com DAP e saudáveis. No entanto, indivíduos com DAP durante atividade física, atingem valores significativamente menores de StO₂, apresentam queda brusca da StO₂ logo ao início do exercício, além de apresentarem tempo de recuperação significativamente mais longo em comparação a indivíduos saudáveis(Boezeman *et al.*, 2016) (Figura 110). O estudo de Komiyama *et al.*, demonstrou que o tempo de recuperação da StO₂ em indivíduos com DAP diabéticos verificado pela NIRS, que eram incapazes de completar um teste de esteira com duração de cinco minutos foi significativamente maior do que o tempo de recuperação dos indivíduos capazes de completar o mesmo teste(Komiyama *et al.*, 2000).

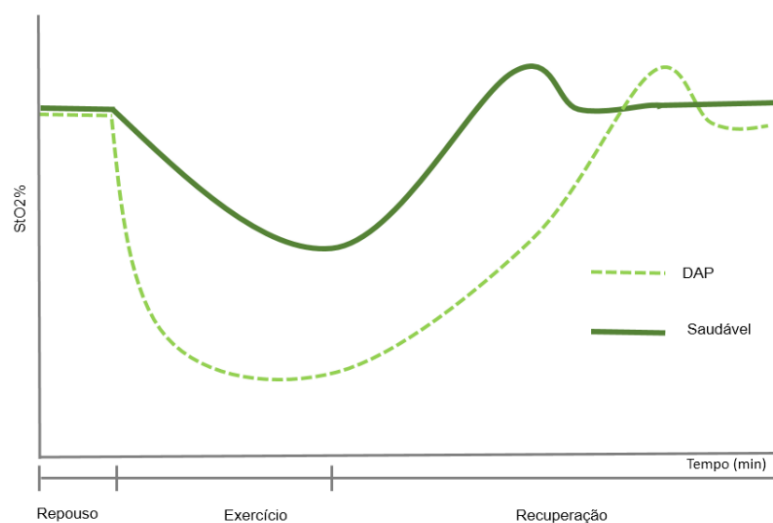


Figura 109. Modificações da StO₂% no repouso, durante o exercício e na fase de recuperação. Fonte: acervo pessoal.

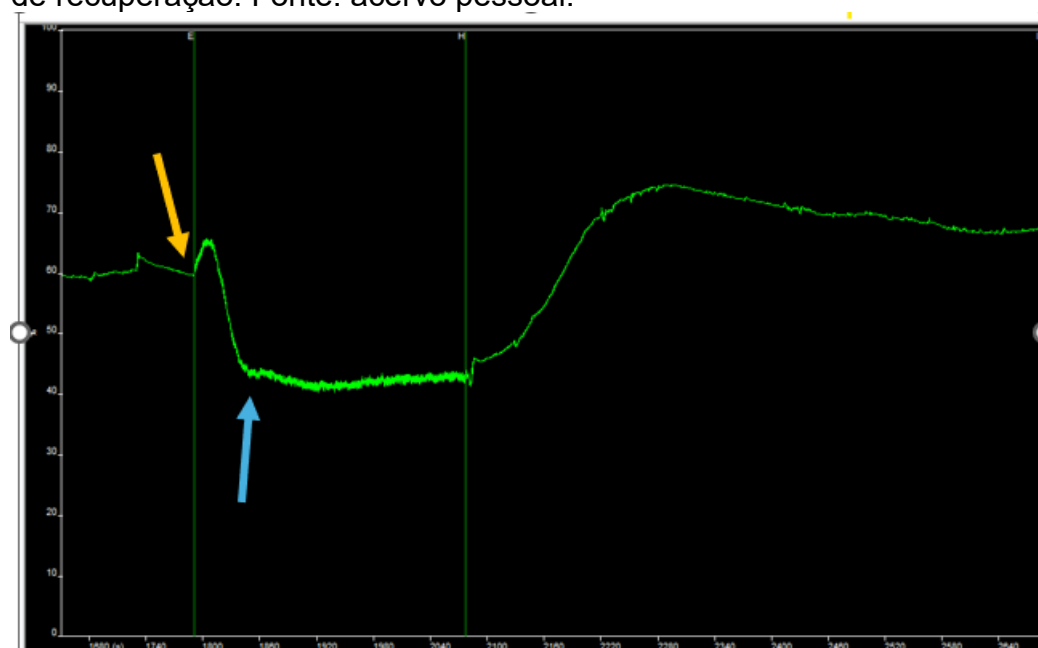


Figura 110. Imagem ilustrativa do registro da StO₂ durante o teste de esteira com carga constante com o uso da NIRS. Seta laranja – início do teste. Seta azul – início do platô da queda da StO₂ Fonte: acervo pessoal.

10.2 Insuficiência venosa crônica

A análise da IVC pode ser realizada por meio da *Clinical Etiology Anatomy Pathophysiology Classification of Chronic Venous Disease* (CEAP) sendo possível atribuir a etiologia da doença (congenita, primária e secundária), o local

anatômico acometido (veias superficiais, profundas ou perforantes) e a sua fisiopatologia (refluxo, obstrução e refluxo e obstrução). Além disso, ela permite classificar a doença quanto a sua progressão, a saber: a classe zero (C0), ausência de sinais visíveis de doença venosa; classe um (C1) possibilidade de se observar a presença de telangiectasias e/ou veias reticulares; classe dois (C2), veias varicosas; classe três (C3), edema; classe quatro (C4) alterações na pele como hiperpigmentação e/ou lipodermatoesclerose; classe cinco (C5), caracterizada por úlcera cicatrizada e; classe seis (C6), presença de úlcera ativa (Eklöf *et al.*, 2004).

No estudo de Hosoi *et al.* (1997) foram avaliados indivíduos saudáveis e com IVC com classificações CEAP distintas, divididos em três grupos: leve (CEAP 2 e 3), moderado (CEAP 4) e avançado (CEAP 5 e 6). O objetivo do estudo foi avaliar, por meio da NIRS, a função venosa ambulatorial, por meio da pletismografia, e correlacionar com IRVA. A avaliação por meio da NIRS foi realizada na panturrilha antes, durante e após o protocolo de caminhada na esteira. Os valores de IRVA, no grupo controle ($0,411 \pm 0,208$), foram significativamente menores em relação ao grupo com IVC leve ($1,072 \pm 0,562$), e os valores de IRVA foram significativamente mais elevados no grupo moderado ($2,483 \pm 1,136$) em detrimento ao grupo com IVC leve. Neste estudo a variável IRVA foi correlacionada com as variáveis do exame de pletismografia a ar e foram observadas correlações moderadas com índice de enchimento venoso ($r=0,61$ $p<0,01$) e fracas com fração de volume residual ($r=0,44$ $p<0,01$) (Hosoi *et al.*, 1997).

O estudo de Hosoi *et al.* (1999), avaliou 45 indivíduos com média de 8,2 anos de síndrome pós-trombótica. Os indivíduos foram classificados de acordo com a CEAP e divididos em três grupos: assintomáticos (CEAP 0), leve (CEAP 1-3) e avançado (CEAP 4-6). Os indivíduos foram questionados quanto ao uso das meias elásticas durante a realização das atividades diárias. Os indivíduos que faziam o uso da meia com mais regularidade apresentaram IRVA menores do que os com menor tempo de uso. Somado a isso, os indivíduos que apresentaram acometimentos trombóticos ao nível das veias femoral e poplítea apresentaram valores de IRVA significativamente superior quando comparados

aos membros que não tiveram evento trombótico. Os valores de IRVA eram mais elevados quando o comprometimento da IVC era no nível poplíteo em relação a ausência de acometimento ($2,31 \pm 1,11$ vs $1,27 \pm 0,39$)(Hosoi *et al.*, 1999).

O estudo de Yamaki *et al.* (2006) teve como objetivo correlacionar os achados obtidos pelo Duplex Scan com a avaliação da NIRS na musculatura da panturrilha quando eram realizados os movimentos de pletismografia, e determinar uma possível contribuição da NIRS na doença venosa. Foi observado que o nível do sistema vascular acometido influencia os índices de retenção, enchimento e ejeção venosa, demonstrando que o local acometido tem influência na progressão da doença. Além disso, foi demonstrado que variável indicativa de retenção venosa obtida pela NIRS e os movimentos de pletismografia pode contribuir no acompanhamento da doença, uma vez que quanto maiores os seus valores, pior a progressão da doença(Yamaki *et al.*, 2006).

No estudo de Yamaki 2010, foram avaliados indivíduos com IVC, divididos em dois grupos de acordo com a gravidade da doença por meio da CEAP (CEAP 1, 2 e 3 leve e CEAP 4, 5, 6 grave). Esse estudo teve como objetivo analisar o refluxo venoso, por meio do Duplex scan e mensurar os padrões da variável HHb obtida pela NIRS. Os parâmetros observados por meio das variáveis da NIRS, indicaram que os indivíduos com IVC leve apresentaram valores de índice de enchimento venoso de HHb ($IEV_HHb = 0,10 \pm 0,03 \mu\text{mol/L s}$), fração de ejeção venosa de HHb ($FE_HHb = 0,44 \pm 0,06 \mu\text{mol/L s}$) e fração de volume residual de HHb ($FVR_HHb = 1,95 \pm 0,53 \mu\text{mol/L s}$) significativamente menores quando comparados com a IVC grave ($IEV_HHb = 0,22 \pm 0,08 \mu\text{mol/L s}$; $FE_HHb = 0,37 \pm 0,06 \mu\text{mol/L s}$; $FVR_HHb = 4,31 \pm 1,91 \mu\text{mol/L s}$)(Yamaki *et al.*, 2010).

Pode-se observar, no estudo de Yamaki 2010, que indivíduos com comprometimentos apenas em veias superficiais apresentavam índices de ejeção menores. Indivíduos que apresentaram comprometimentos nas veias superficiais, perfurantes e profundas apresentaram valores maiores de fração de volume residual significativamente maiores quando comparados com indivíduos que apresentavam somente comprometimento nas veias superficiais. Neste

estudo foi possível observar que a variável índice de retenção venosa é de suma importância, uma vez que apresentou valores de correlação de moderado a alto com a variável de pico de refluxo obtido no exame Duplex scan, aos níveis de junção safeno-poplítea ($r = 0,422$; $p < 0,01$), veia safena ($r = 0,431$; $p < 0,01$), e poplítea ($r = 0,778$; $p < 0,001$). Conclui-se que a maior gravidade da IVC demonstra maior desoxigenação da musculatura da panturrilha (Yamaki *et al.*, 2010).

Yamaki *et al.*, 2011 desenvolveram um estudo para verificar se a NIRS é capaz de auxiliar na detecção do desenvolvimento de trombose venosa profunda em indivíduos que seriam submetidos à cirurgia de artroplastia total de quadril ou joelho. Pode-se verificar que a avaliação por meio da NIRS é capaz de auxiliar na propedêutica dos pacientes, uma vez que indivíduos que apresentaram índices de retenção venosa superiores na fase pré-operatória obtiveram maior frequência de TVP após a cirurgia de artroplastia de quadril ou joelho (Yamaki *et al.*, 2011).

11. INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS - VALORES DE REFERÊNCIA

O estudo de Barker *et al.* (2015) avaliou 105 indivíduos com objetivo de estabelecer dados descritivos para os valores de StO_2 em repouso e no pós-exercício, em diferentes locais anatomicos, para possibilitar a interpretação de mensurações realizadas com a NIRS, otimizando assim sua utilização na prática clínica.

A média da idade dos indivíduos incluídos no estudo foi de $22,8 \pm 4$ anos. Não houve associação entre a idade dos indivíduos e os valores de StO_2 em repouso ou pós-exercício. Não foi verificada correlação significativa entre o tabagismo e os valores de StO_2 , tanto na situação de repouso quanto no pós-exercício. Os valores normais de StO_2 em repouso apresentam grande variação entre indivíduos saudáveis (46-95%) (Barker *et al.*, 2014). Além disso, foi verificado que a StO_2 pode variar de acordo com o local estudado. Houve diferença estatisticamente significativa nos valores médios de StO_2 registrados em diferentes locais anatômicos (deltóide, perna e cérebro), embora os intervalos de variação fossem largos e se sobrepusessem. Em indivíduos saudáveis, não foi verificada diferença estatisticamente significativa nos valores de StO_2 entre lado

esquerdo e direito, demonstrando que a NIRS pode ser utilizada para monitorizar alterações fisiológicas unilaterais comparando membro acometido com membro saudável(Barker *et al.*, 2014).

12. LIMITAÇÕES DA NIRS

Alguns estudos têm discutido as possíveis limitações do uso da NIRS. Existem estudos que demonstram que fatores como espessura do tecido adiposo, gênero dos indivíduos, coloração da pele e marca/tipo do equipamento podem alterar a qualidade do sinal do equipamento.

A NIRS utiliza transmissão e absorção de luz para medir a percentagem de hemoglobina saturada com oxigênio no tecido em profundidade de dois a três centímetros abaixo da pele. A capacidade da NIRS de medir apenas a uma profundidade de dois a três centímetros abaixo da pele tem aumentado a preocupação com a sua utilidade no indivíduo obeso (Van Beekvelt *et al.*, 2001; Shuler *et al.*, 2009). O metabolismo do tecido adiposo é menor do que o do tecido muscular esquelético, levando a uma estimativa imprecisa do consumo de oxigênio muscular a partir das mensurações com a NIRS. A camada de tecido adiposo subcutâneo pode variar entre os indivíduos e pode confundir as mensurações feitas nos músculos subjacentes à camada adiposa(Van Beekvelt *et al.*, 2001).

Van Beekvelt et al. (2001) investigou a influência da espessura do tecido adiposo em mensurações realizadas com a NIRS em 78 indivíduos saudáveis. Os sensores da NIRS foram colocados no músculo flexor superficial dos dedos e as mensurações realizadas durante o repouso e durante o exercício isométrico sustentado do punho. Foi verificada uma correlação negativa entre a espessura do tecido adiposo e o consumo de O₂ verificado pela NIRS ($r = -0,70$, $p \leq 0,01$), indicando uma diminuição do consumo de oxigênio com aumento da espessura do tecido adiposo. Foi observada diferença entre os sexos para o consumo de oxigênio devido à diferença na espessura do tecido adiposo entre homens e mulheres. Estes resultados mostram que a espessura do tecido adiposo pode ser um fator de confusão nas mensurações realizadas com a NIRS. Portanto, é

necessário levar esse fator em consideração ao utilizar a NIRS para medir o consumo de oxigênio e fluxo de oxigênio (Van Beekvelt et al., 2001).

O estudo de Johnson *et al.* (2015) mensurou a camada de tecido adiposo nos compartimentos anterior e superficial posterior da perna e a diminuição na oxigenação tecidual causada pela contração muscular durante o exercício em cada compartimento, determinando assim a capacidade da NIRS para medir a oxigenação muscular. Foram avaliados nesse estudo 120 voluntários saudáveis com idade entre 18 e 60 anos. A espessura do tecido adiposo foi mensurada por meio do ultrassom. Os sensores da NIRS foram colocados sobre os compartimentos anterior e superficial posterior de uma perna durante o exercício e a alteração na StO₂ foi calculada para cada compartimento. Houve uma tendência decrescente na mudança de StO₂ basal com o aumento da camada de tecido adiposo. Pacientes extremamente obesos (IMC > 40 kgm²) apresentaram variações de menor magnitude na StO₂ quando comparados com pacientes que possuíam ambos os compartimentos similares ($p < 0,01$). À medida que a camada de tecido adiposo aumentava, a variação dos valores derivados da NIRS em relação ao basal diminuiu. No entanto, não houve um índice de massa corporal ou camada de tecido adiposo determinado como incapaz de ser monitorado (Johnson *et al.*, 2015).

O estudo de Kragelj *et al.* (2000) realizou a manobra de oclusão arterial de cinco minutos no músculo gastrocnêmio em seis voluntários saudáveis (média de idade: 29 anos) repetindo o protocolo por quatro a cinco vezes. Quando realizadas medidas repetidas intra-sujeito não foi verificada diferença significativa entre os testes, indicando que as medidas foram reprodutíveis. Foi verificada diferença significativa nas variáveis tempo de recuperação (tempo após a desinsulfção do manguito até que os valores de Hb retornem ao basal) e resposta hiperêmica da Hb e da StO₂ obtidas pela NIRS entre indivíduos distintos. Os autores sugerem que essas diferenças podem ser explicadas pela variação individual na quantidade de tecido interferindo no sinal da NIRS (Kragelj *et al.*, 2000).

O estudo de Wassenaar *et al.* (2005) mensurou a StO₂ tecidual na região anterior da perna durante a contração isométrica utilizando o NIRS em 17

voluntários com pele com pigmentação escura. Esse estudo concluiu que as variáveis derivadas da NIRS, como a StO_2 , devem ser interpretadas com cautela em pessoas com pele com pigmentação escura, uma vez que a melanina pode interferir na qualidade do sinal do equipamento (Wassenaar e Van Den Brand, 2005). Como a cor da pele é também determinada pela presença de cromóforos, é possível que a qualidade do sinal da NIRS possa ser afetada pela pigmentação escura da pele. Uma limitação desse estudo foi o tamanho da amostra (Wassenaar e Van Den Brand, 2005). Outros estudos são necessários para confirmar a influência da pigmentação escura da pele na qualidade do sinal da NIRS.

O estudo de Couch *et al.* (2015) analisou valores das variáveis obtidas pela NIRS em indivíduos com pigmentação escura da pele na região anterior da perna e antebraço para determinar se existe correlação entre três marcas de NIRS: INVOS5100C (Somanetics, Troy, MI), EQUANOXTM Model 7600 (Nonin Medical Inc., Plymouth, MN), and the CASMED MC-2030C (CASMED, Branford, CT). Foi observado que diferentes dispositivos têm diferentes habilidades para remover variáveis de confusão, como pigmentação da pele e eritema, que podem afetar a tomada de decisão clínica e o uso da NIRS (Couch *et al.*, 2015).

13. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABAY, T. Y.; KYRIACOU, P. A. Reflectance Photoplethysmography as Noninvasive Monitoring of Tissue Blood Perfusion. **IEEE Trans Biomed Eng**, v. 62, n. 9, p. 2187-95, Sep 2015. ISSN 1558-2531. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25838515> >.

ALFORD, K.; WICKRAMASINGHE, Y. Phase-amplitude crosstalk in intensity modulated near infrared spectroscopy. **Review of Scientific Instruments**, v. 71, n. 5, p. 2191-2195 %@ 0034-6748, 2000.

ARTINIS MEDICAL SYSTEMS BV. PortaMon. Disponível em: <https://www.artinis.com/portamon>.

ARTINIS MEDICAL SYSTEMS BV. Octamon Muscle. Disponível em: <https://www.artinis.com/octamon-m>.

ARTINIS MEDICAL SYSTEMS BV. Portalite. Disponível em: <https://www.artinis.com/portalite>.

B.V., A. M. S. **OPortaMon™** 2011.

BARKER, T. et al. An evaluation of the normal range of StO₂ measurements at rest and following a mixed exercise protocol. **Journal of the Royal Army Medical Corps**, p. jramc-2014-000312, 2014. ISSN 0035-8665.

BELARDINELLI, R.; GEORGIU, D.; BARSTOW, T. Near infrared spectroscopy and changes in skeletal muscle oxygenation during incremental exercise in chronic heart failure: a comparison with healthy subjects. **Giornale italiano di cardiologia**, v. 25, n. 6, p. 715-724, 1995. ISSN 0046-5968.

BOEZEMAN, R. P. et al. Systematic review of clinical applications of monitoring muscle tissue oxygenation with near-infrared spectroscopy in vascular disease. **Microvasc Res**, v. 104, p. 11-22, Mar 2016. ISSN 1095-9319. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26576829> >.

BOUSHEL, R. et al. Monitoring tissue oxygen availability with near infrared spectroscopy (NIRS) in health and disease. **Scand J Med Sci Sports**, v. 11, n. 4, p. 213-22, Aug 2001. ISSN 0905-7188. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11476426> >.

_____. Muscle metabolism from near infrared spectroscopy during rhythmic handgrip in humans. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 79, n. 1, p. 41-8, Dec 1998. ISSN 0301-5548. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10052659> >.

CASAVOLA, C. et al. Blood flow and oxygen consumption with near-infrared spectroscopy and venous occlusion: spatial maps and the effect of time and pressure of inflation. **J Biomed Opt**, v. 5, n. 3, p. 269-76, Jul 2000. ISSN 1083-3668. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10958611> >.

COLIER, W. N. et al. Determination of oxygen consumption in muscle during exercise using near infrared spectroscopy. **Acta Anaesthesiol Scand Suppl**, v. 107, p. 151-5, 1995. ISSN 0515-2720. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8599269> >.

COMEROTA, A. J. et al. Tissue (muscle) oxygen saturation (StO₂): a new measure of symptomatic lower-extremity arterial disease. **J Vasc Surg**, v. 38, n. 4, p. 724-9, Oct 2003. ISSN 0741-5214. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14560221> >.

COUCH, L. et al. Effect of Skin Pigmentation on Near Infrared Spectroscopy. **American Journal of Analytical Chemistry**, v. 6, n. 12, p. 911, 2015. ISSN 2156-8251.

CRENSHAW, A. G. et al. Reliability of near-infrared spectroscopy for measuring forearm and shoulder oxygenation in healthy males and females. **European journal of applied physiology**, v. 112, n. 7, p. 2703-2715 %@ 1439-6319, 2012.

DE BLASI, R. A. et al. Comparison of two methods of measuring forearm oxygen consumption (VO₂) by near infrared spectroscopy. **J Biomed Opt**, v. 2, n. 2, p. 171-5, Apr 1997. ISSN 1083-3668. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23014870> >.

EKLÖF, B. et al. Revision of the CEAP classification for chronic venous disorders: consensus statement. **J Vasc Surg**, v. 40, n. 6, p. 1248-52, Dec 2004. ISSN 0741-5214. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15622385> >.

FERRARI, M.; MOTTOLA, L.; QUARESIMA, V. Principles, techniques, and limitations of near infrared spectroscopy. **Can J Appl Physiol**, v. 29, n. 4, p. 463-87, Aug 2004. ISSN 1066-7814. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15328595> >.

FERRARI, M.; MUTHALIB, M.; QUARESIMA, V. The use of near-infrared spectroscopy in understanding skeletal muscle physiology: recent developments. **Philos Trans A Math Phys Eng Sci**, v. 369, n. 1955, p. 4577-90, Nov 28 2011. ISSN 1364-503X (Print) 1364-503x.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E.; GUYTON, A. C. **Tratado de fisiologia médica**. Elsevier Brasil, 2006.

HAMAOKA, T. et al. Noninvasive measures of oxidative metabolism on working human muscles by near-infrared spectroscopy. **J Appl Physiol (1985)**, v. 81, n. 3, p. 1410-7, Sep 1996. ISSN 8750-7587. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8889781> >.

HOSOI, Y. et al. Comparison of near-infrared spectroscopy with air plethysmography in detection of deep vein thrombosis. **Int Angiol**, v. 18, n. 4, p. 287-93, Dec 1999. ISSN 0392-9590. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10811516> >.

_____. A new method for the assessment of venous insufficiency in primary varicose veins using near-infrared spectroscopy. **J Vasc Surg**, v. 26, n. 1, p. 53-60, Jul 1997. ISSN 0741-5214. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9240322> >.

JOHNSON, A. et al. Depth Penetration of Near Infrared Spectroscopy in the Obese. **Journal of Trauma & Treatment**, v. 4, n. 3, 2015.

JONES, S. et al. Recent developments in near-infrared spectroscopy (NIRS) for the assessment of local skeletal muscle microvascular function and capacity to utilise oxygen. **Artery Research**, v. 16, p. 25-33 %@ 1872-9312, 2016.

KARU, T. Photobiological fundamentals of low-power laser therapy. **IEEE Journal of Quantum Electronics**, v. 23, n. 10, p. 1703-1717, 1987. ISSN 0018-9197.

KOMIYAMA, T. et al. Comparison of two spatially resolved near-infrared photometers in the detection of tissue oxygen saturation: poor reliability at very low oxygen saturation. **Clin Sci (Lond)**, v. 101, n. 6, p. 715-8, Dec 2001. ISSN 0143-5221. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11724661> >.

_____. Near-infrared spectroscopy grades the severity of intermittent claudication in diabetics more accurately than ankle pressure measurement. **Br J Surg**, v. 87, n. 4, p. 459-66, Apr 2000. ISSN 0007-1323. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10759743> >.

KOOIJMAN, H. M. et al. Near infrared spectroscopy for noninvasive assessment of claudication. **Journal of Surgical Research**, v. 72, n. 1, p. 1-7 %@ 0022-4804, 1997.

KRAGELJ, R.; JARM, T.; MIKLAVCIC, D. Reproducibility of parameters of postocclusive reactive hyperemia measured by near infrared spectroscopy and transcutaneous oximetry. **Ann Biomed Eng**, v. 28, n. 2, p. 168-73, Feb 2000. ISSN 0090-6964. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10710188> >.

LACROIX, S. et al. Reproducibility of near-infrared spectroscopy parameters measured during brachial artery occlusion and reactive hyperemia in healthy men. **J Biomed Opt**, v. 17, n. 7, p. 077010, Jul 2012. ISSN 1560-2281. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22894522> >.

LIMA, A.; BAKKER, J. Espectroscopia no infravermelho próximo para a monitorização da perfusão tecidual. **Rev Bras Ter Intensiva**, v. 23, n. 3, p. 341-51, 2011.

MAIER, J. S.; WALKER, S. A.; GRAFTON, E. Frequency-domain multichannel optical detector for noninvasive tissue spectroscopy and oximetry. **Optical Engineering**, v. 34, n. 1, p. 32-42, 1995.

MANFREDINI, F. et al. A dynamic objective evaluation of peripheral arterial disease by near-infrared spectroscopy. **Eur J Vasc Endovasc Surg**, v. 38, n. 4, p. 441-8, Oct 2009. ISSN 1532-2165. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19625198> >.

_____. Near-infrared spectroscopy assessment following exercise training in patients with intermittent claudication and in untrained healthy participants. **Vasc**

Endovascular Surg, v. 46, n. 4, p. 315-24, May 2012. ISSN 1938-9116. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22529160> >.

MARTIN, D. S. et al. The use of skeletal muscle near infrared spectroscopy and a vascular occlusion test at high altitude. **High altitude medicine & biology**, v. 14, n. 3, p. 256-262 %@ 1527-0297, 2013.

MATCHER, S. J. et al. Absolute quantification methods in tissue near-infrared spectroscopy. Photonics West'95, 1995, International Society for Optics and Photonics. p.486-495.

MCARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. Fisiologia do exercício: nutrição, energia e desempenho humano. **Traduzido por Giuseppe Taranto. 7ª ed. Rio Janeiro: Guanabara Koogan**, 2011.

MCLAY, K. M. et al. Repeatability of vascular responsiveness measures derived from near-infrared spectroscopy. **Physiological reports**, v. 4, n. 9, p. e12772, 2016. ISSN 2051-817X.

MIURA, T. et al. Skeletal muscle deoxygenation during exercise assessed by near-infrared spectroscopy and its relation to expired gas analysis parameters. **Jpn Circ J**, v. 62, n. 9, p. 649-57, Sep 1998. ISSN 0047-1828. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9766702> >.

NICOLAÏ, S. P. et al. Reliability of treadmill testing in peripheral arterial disease: a meta-regression analysis. **J Vasc Surg**, v. 50, n. 2, p. 322-9, Aug 2009. ISSN 1097-6809. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19631868> >.

QUARESIMA, V. et al. Spatial distribution of vastus lateralis blood flow and oxyhemoglobin saturation measured at the end of isometric quadriceps contraction by multichannel near-infrared spectroscopy. **J Biomed Opt**, v. 9, n. 2, p. 413-20, 2004 Mar-Apr 2004. ISSN 1083-3668. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15065910> >.

_____. Calf and shin muscle oxygenation patterns and femoral artery blood flow during dynamic plantar flexion exercise in humans. **Eur J Appl Physiol**, v. 84, n. 5, p. 387-94, May 2001. ISSN 1439-6319. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11417425> >.

RACINAIS, S.; BUCHHEIT, M.; GIRARD, O. Breakpoints in ventilation, cerebral and muscle oxygenation, and muscle activity during an incremental cycling exercise. **Front Physiol**, v. 5, p. 142, 2014. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24782786> >.

RICHARDSON, R. S. et al. Human skeletal muscle intracellular oxygenation: the impact of ambient oxygen availability. **J Physiol**, v. 571, n. Pt 2, p. 415-24, Mar 2006. ISSN 0022-3751. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16396926> >.

SEILER, K. S.; KJERLAND, G. Quantifying training intensity distribution in elite endurance athletes: is there evidence for an "optimal" distribution? **Scand J Med Sci Sports**, v. 16, n. 1, p. 49-56, Feb 2006. ISSN 0905-7188. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16430681> >.

SHULER, M. S. et al. Near-infrared spectroscopy in lower extremity trauma. **J Bone Joint Surg Am**, v. 91, n. 6, p. 1360-8, Jun 2009. ISSN 1535-1386. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19487513> >.

VAN BEEKVELT, M. C. et al. Adipose tissue thickness affects in vivo quantitative near-IR spectroscopy in human skeletal muscle. **Clin Sci (Lond)**, v. 101, n. 1, p. 21-8, Jul 2001. ISSN 0143-5221. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11410110> >.

VAN DER ZWAARD, S. et al. Oxygenation Threshold Derived from Near-Infrared Spectroscopy: Reliability and Its Relationship with the First Ventilatory Threshold. **PLoS One**, v. 11, n. 9, p. e0162914, 2016. ISSN 1932-6203. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27631607> >.

WASSENAAR, E. B.; VAN DEN BRAND, J. G. Reliability of near-infrared spectroscopy in people with dark skin pigmentation. **J Clin Monit Comput**, v. 19, n. 3, p. 195-9, Jun 2005. ISSN 1387-1307. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16244841> >.

WIDLANSKY, M. E. et al. The clinical implications of endothelial dysfunction. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 42, n. 7, p. 1149-1160, 2003. ISSN 0735-1097.

YAMAKI, T. et al. Deep vein thrombosis after total knee or hip arthroplasty is associated with increased preoperative calf muscle deoxygenation as measured by near-infrared spectroscopy. **Journal of vascular surgery**, v. 54, n. 6, p. 39S-47S, 2011. ISSN 0741-5214.

_____. Advanced chronic venous insufficiency is associated with increased calf muscle deoxygenation. **Eur J Vasc Endovasc Surg**, v. 39, n. 6, p. 787-94, Jun 2010. ISSN 1078-5884.

_____. The utility of quantitative calf muscle near-infrared spectroscopy in the follow-up of acute deep vein thrombosis. **Journal of Thrombosis and Haemostasis**, v. 4, n. 4, p. 800-806, 2006. ISSN 1538-7836.

YOXALL, C. W.; WEINDLING, A. M. The measurement of peripheral venous oxyhemoglobin saturation in newborn infants by near infrared spectroscopy with venous occlusion. **Pediatr Res**, v. 39, n. 6, p. 1103-6, Jun 1996. ISSN 0031-3998 (Print) 0031-3998.

YU, G. et al. Time-dependent blood flow and oxygenation in human skeletal muscles measured with noninvasive near-infrared diffuse optical spectroscopies. **Journal of biomedical optics**, v. 10, n. 2, p. 024027-02402712, 2005. ISSN 1083-3668.

ANEXO A**Folha de marcação de eventos da NIRS – (DATA / /)****Nome:** _____

Colocado mensurado: () MIE () MID

Evento	Descrição
A	
B	
C	
D	
E	
F	
G	
H	
I	
J	
K	
L	
M	
N	
O	
P	
Q	
R	
S	