

ESCOLA DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM GERONTOLOGIA BIOMÉDICA
DOUTORADO EM GERONTOLOGIA BIOMÉDICA

ANELISE INEU FIGUEIREDO

**MEDIDA DA SUAVIDADE DA MOBILIDADE FUNCIONAL POR MEIO DO COMPRIMENTO
DO ARCO ESPECTRAL (SPARC) E SUA UTILIDADE PARA A AVALIAÇÃO DE QUEDAS EM
IDOSOS LONGEVOS**

Porto Alegre
2021

PÓS-GRADUAÇÃO - *STRICTO SENSU*



Pontifícia Universidade Católica
do Rio Grande do Sul

ANELISE INEU FIGUEIREDO

**MEDIDA DA SUAVIDADE DA MOBILIDADE FUNCIONAL POR MEIO DO
COMPRIMENTO DO ARCO ESPECTRAL (SPARC) E SUA UTILIDADE PARA A
AVALIAÇÃO DE QUEDAS EM IDOSOS LONGEVOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Gerontologia Biomédica da Escola de Medicina da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutora em Gerontologia Biomédica.
Linha de Pesquisa: Aspectos Clínicos e Emocionais do Envelhecimento Humano.

Orientador: Dr. Régis Gemerasca Mestriner

Porto Alegre

2021

Ficha Catalográfica

F475m Figueiredo, Anelise Ineu

Medida da Suavidade da Mobilidade Funcional por meio do Comprimento do Arco Espectral (SPARC) e sua utilidade para a avaliação de quedas em idosos longevos / Anelise Ineu

Figueiredo. – 2021.

230 f.

Tese (Doutorado) – Programa de Pós-Graduação em Gerontologia Biomédica, PUCRS.

Orientador: Prof. Dr. Régis Gemerasca Mestriner.

1. Acidentes por quedas. 2. Locomoção. 3. Idoso. I. Mestriner, Régis Gemerasca. II. Título.

Elaborada pelo Sistema de Geração Automática de Ficha Catalográfica da PUCRS
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Bibliotecária responsável: Clarissa Jesinska Selbach CRB-10/2051

ANELISE INEU FIGUEIREDO

**MEDIDA DA SUAVIDADE DA MOBILIDADE FUNCIONAL POR MEIO DO
COMPRIMENTO DO ARCO ESPECTRAL (SPARC) E SUA UTILIDADE PARA A
AVALIAÇÃO DE QUEDAS EM IDOSOS LONGEVOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Gerontologia Biomédica da Escola de Medicina da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutora em Gerontologia Biomédica.
Linha de Pesquisa: Aspectos Clínicos e Emocionais do Envelhecimento Humano.

Aprovada em: _____ de _____ de _____.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Régis Gemerasca Mestriner – PUCRS (orientador)

Prof. Dra. Carla Helena Augustin Schwanke - PUCRS

Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga – UFRGS

Prof. Dr. Felipe de Souza Stigger – UFCSPA

AGRADECIMENTOS

Para se fazer uma pesquisa científica e uma trajetória acadêmica são necessárias várias pessoas, várias mãos e vários cérebros pensando e trabalhando juntos para que, ao final, tenhamos pequenas contribuições para construção de algo maior que seja útil aos demais. Esse conjunto vai muito além do trabalho em si, estão na nossa casa, reorganizando a vida, participando e torcendo de longe, estão nas conversas com os colegas e na roda dos amigos. Por trás deste trabalho, com toda certeza, tem uma série de pessoas que, de alguma forma, fizeram parte dele e da Anelise que cresceu neste caminho.

Essa formação só foi possível pela base que sempre tive me mostrando a importância do estudo, do conhecimento (sigo firme na promessa de nunca parar!) e por abrirem mão de muitas coisas em nome da minha formação e bem-estar: meu pai e minha mãe. Agradeço também ao meu irmão, meu melhor amigo, és meu exemplo de força nos desafios e confiança no tempo.

Ao Gabriel, meu companheiro de todas as horas, que, com paciência e amor, acredita em mim mesmo quando nem eu acredito. Sempre com uma palavra de incentivo e a afirmação que “está comigo”, deixa tudo mais fácil. Sem nem querer, ensina-me a persistir e ter resiliência.

Aos meus avós (meus amores!), todos meus familiares e meus amigos e amigas (β), obrigada pelos momentos de ócio criativo (e também produtivo!), pela torcida e apoio.

Agradecimento muito especial ao meu orientador, Prof. Régis Mestriner, pela dedicação, empatia, auxílio, confiança em mim e principalmente, por passar de forma brilhante o que é fazer ciência com seriedade e como ser antifrágil neste meio. As discussões e reflexões (científicas e filosóficas) foram fundamentais neste percurso, muito mais que fisioterapia, envelhecimento, neurociências e pesquisa, tive um exemplo de profissional completo e humano. Serei eternamente grata por tudo.

Um agradecimento ao grupo de pesquisa NEUROPLAR, por toda ajuda neste trabalho, pelo conhecimento compartilhado, pela parceria e amizade. Nestes quatro anos de grupo, muita gente chegou e passou e, afirmo com convicção, que todos foram fundamentais para meu crescimento pessoal e profissional e a amizade ficará:

Mari, Fabi e Lucas (recepcionaram-me no grupo de braços abertos!), Marcos, Cléia, Bianca, André, Verônica, Dudinha Telles (nossa parceria vai longe), Daiane (nossa psico infiltrada, obrigada pelas ensinamentos), Eli (mesmo longe, sempre perto), Matheus e Gabriel (nossos ICs queridos, aprendo tanto (e dou risada) com vocês, obrigada pela confiança que depositam em mim) e Aniuska (amiga, obrigada pela constante presença no dia a dia e todo auxílio para que este trabalho fosse realizado).

Às maravilhosas “GGs” que deixaram este doutorado mais leve, divertido e doce (literalmente): Carol, Bruna, Allana e Tati.

Agradecimento à Prof. Ana Maria Marques, por auxiliar com sua expertise na realização das análises e à Prof. Carla Schwanke por todas as considerações que enriqueceram este trabalho.

Agradeço ao Prof. Raphael Baptista e ao pessoal do LAPAFI, sempre solícitos e prestativos nos meus inúmeros e-mails, solicitando equipamentos e ajudas.

Ao Gustavo Balbinot, imensamente obrigada pelas ideias, por partilhar o conhecimento e o raciocínio “fora da curva” com conclusões e ensinamentos excepcionais.

Obrigada ao prof. Leonardo Tartaruga, por me acolher em suas aulas de Fisiomecânica do Movimento Humano, na UFRGS, e por compartilhar tanto conhecimento.

Não posso deixar de mencionar, com muito carinho, a professora Viviane Elsner, minha eterna orientadora: muito obrigada! Foste uma grande incentivadora deste doutorado, por ter sido o elo de aproximação com o prof. Régis, pelo exemplo de pessoa, profissional e pesquisadora.

Um agradecimento especial para todos os longevos que se disponibilizaram a nos acolher em suas casas e contribuir para a construção desta pesquisa.

Agradeço essa banca avaliadora pela oportunidade de aprendizado e aprimoramento do meu conhecimento.

Agradeço à PUCRS e ao PPG Gerontio pela realização deste Doutorado nessa instituição e nesse programa de referência. Aos professores do programa, à Samanta e à Mônica: obrigada!

Por fim, um agradecimento à CAPES, pela bolsa concedida para realização deste trabalho em um programa de excelência.

RESUMO

Introdução: O declínio neuromuscular e cognitivo relacionado ao envelhecimento pode levar à realização de movimentos e transições motoras menos suaves, com impacto na mobilidade funcional. A análise da mobilidade funcional é importante para diagnosticar e monitorar os acometimentos que resultam dos declínios físicos e cognitivos que impactam sobre a marcha humana. Medidas quantitativas de suavidade do movimento podem ser fundamentais ao realizar a avaliação da mobilidade funcional baseada no teste *Timed Up and Go* instrumentado (iTUG). Para isso, utilizamos uma análise do comprimento do arco espectral linear e angular (SPARC) no iTUG. **Objetivo:** O objetivo desta pesquisa foi estudar se a suavidade da mobilidade funcional avaliada pelas medidas do SPARC no iTUG é uma medida útil para detectar a ocorrência de quedas ao solo em idosos longevos acima de 85 anos. **Metodologia:** Esta é uma pesquisa do tipo caso-controle. A amostra foi composta por 64 longevos que realizaram os seguintes testes: questionário de anamnese inicial, Mini Exame do Estado Mental, avaliação de presença de sintomas depressivos, níveis de atividade física, preocupação em sofrer quedas, confiança no equilíbrio durante as atividades de vida diária, desempenho em teste de equilíbrio estático (TAF) e iTUG, por meio de um sensor inercial, para a avaliação das métricas clássicas do teste e do SPARC. **Resultados:** Nossos resultados demonstram que, em nosso primeiro estudo (Estudo 1), o SPARC foi capaz de distinguir longevos caídores e não caídores durante o teste do iTUG. Além disso, observou-se que os momentos de giro durante o iTUG induziram movimentos menos suaves, o que foi mais pronunciado nos longevos caídores. Em nosso segundo estudo (Estudo 2), observamos que a combinação de métricas SPARC e a duração do iTUG simples incrementa a capacidade de predição de quedas em longevos. Em suma, conclui-se que a avaliação das métricas SPARC adicionam valor ao teste do iTUG e podem contribuir para a avaliação da propensão à ocorrência de quedas em idosos longevos vivendo na comunidade.

Palavras-Chaves: Acidentes por quedas, Locomoção; Idoso.

ABSTRACT

Introduction: The aging-related neuromuscular and cognitive decline can lead to less smooth movements and motor transitions, with an impact on functional mobility. The analysis of functional mobility is important to diagnose and monitor impairments resulted from physical and cognitive declines that impact human gait. Quantitative measures of movement smoothness could be fundamental when performing the assessment of functional mobility based on the instrumented Timed Up and Go (iTUG) test. For this, we used a linear and angular spectral arc length (SPARC) analysis in the iTUG. **Objective:** The aim of this research was to study whether the smoothness of functional mobility assessed by the SPARC measures in the iTUG is a useful measure to detect the occurrence of falls in oldest-old. **Method:** This is a case-control study. The sample consisted of 64 oldest-old who underwent the following tests: initial anamnesis questionnaire, Mini Mental State Examination, assessment of the presence of depressive symptoms, levels of physical activity, concern about falling, confidence in balance during daily living activities, performance in static balance test and iTUG for the evaluation of the classic metrics of the test and SPARC. **Results:** Our results demonstrate that, in our first study (Study 1), the SPARC was able to distinguish oldest-old fallers and non-fallers during the iTUG test. Furthermore, we observed that the turning moments during the iTUG induced less smooth movements, which was more pronounced in the oldest-old fallers. In our second study (Study 2), we observed that the combination of SPARC metrics and the duration of the simple iTUG increases the ability to predict falls in oldest-old. In short, we concluded that the evaluation of SPARC metrics add value to the iTUG test and can contribute to the assessment of the tendency for the occurrence of falls in oldest-old living in the community.

Key words: Accidental Falls, Locomotion, Aged, 80 and over.

LISTA DE ABREVIATURAS

ABC – Escala de Confiança de Atividades Específicas
Acc A – Acelerações Angulares
Acc L - Acelerações Lineares
ANOVA – Análise de Variância
AP – Anteroposterior
AVC – Acidente Vascular Cerebral
AVDS - Atividades de Vida Diária
CEP – Comitê de Ética em Pesquisa
CPG – Gerador de Padrão Central
CPGS – Geradores de Padrão Centrais
DLJ - *Dimensionless Jerk*
DP – Doença de Parkinson
DT - Dupla Tarefa
DTS - Duplas Tarefas
ES – *Effect Size*
FFT – Transformada de Fourier
FES – Escala de Eficácia de Quedas
GDS - Escala de Depressão Geriátrica
IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
ICC - Coeficiente de Correlação Intraclasse
IGG – Instituto de Geriatria e Gerontologia
IMC – Índice de Massa Corporal
IMU – *Inertial Measurement Unit*
IMUS - *Inertial Measurement Units*
IPAQ - Questionário Internacional de Atividade Física adaptado para idosos
iTUG - *Timed up and Go* Teste Instrumentado
LDLJ - *Log Dimensionless Jerk*
MEEM - Mini Exame do Estado Mental
ML - MedioLateral
NP - Número de Pico
OMS - Organização Mundial da Saúde
ONU - Organização das Nações Unidas

OR – *Odds Ratio*

SEM – Erro padrão da média

PUCRS - Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

RH - Razão Harmônica

ROC - *Receiver Operating Characteristic*

SPARC – *Spectral Arc Length*

SPSS - *Statistical Package for the Social Sciences*

TAF - Teste do Alcance Funcional

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TUG - *Timed up and Go Test*

TUG-DT – *Timed up and Go Test* em Dupla Tarefa

V – Vertical

VEL A – Velocidade Angular

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	16
2.1 ENVELHECIMENTO POPULACIONAL E LONGEVIDADE	16
2.2 ASPECTOS FISIOLÓGICOS DO ENVELHECIMENTO	17
2.3 QUEDAS DA PRÓPRIA ALTURA EM IDOSOS.....	20
2.4 MARCHA, CAMINHADA E MOBILIDADE FUNCIONAL	23
2.5 TESTES COMUMENTE UTILIZADOS PARA A AVALIAÇÃO DE QUEDAS EM IDOSOS	27
2.6 SUAVIDADE DA MOBILIDADE FUNCIONAL.....	30
2.7 MEDIDA DO COMPRIMENTO DO ARCO ESPECTRAL (SPARC)	34
3 HIPÓTESES.....	37
4 OBJETIVOS	38
4.1 OBJETIVO GERAL	38
4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	38
5 MÉTODO.....	40
5.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO.....	40
5.2 LOCAL DE REALIZAÇÃO DO ESTUDO	40
5.3 POPULAÇÃO E AMOSTRA.....	40
5.3.1 Critérios de Seleção.....	40
5.4 INSTRUMENTOS PARA COLETA DOS DADOS	41
5.5 COMPOSIÇÃO DA AMOSTRA.....	42
5.5.1 Procedimentos para Coleta dos Dados	42
5.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA	50
5.7 ASPECTOS ÉTICOS	51
6 ARTIGOS CIENTÍFICOS RELACIONADOS COM A TESE	53
6.1 ARTIGO 1 – Publicado no periódico Frontiers in Physiology.	53
6.2 ARTIGO 2	69
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS	83
8 CONCLUSÕES	102
REFERÊNCIAS.....	103
APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	120
APÊNDICE B – INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS GERAIS E CLÍNICOS	124

APÊNDICE C - PARECER APROVAÇÃO CEP	126
APÊNDICE D – PARECER APROVAÇÃO EMENDA	127
APÊNDICE E – SINAIS NO LABVIEW	130
ANEXO I – MINI EXAME DO ESTADO MENTAL	221
ANEXO II – ESCALA DE DEPRESSÃO GERIÁTRICA.....	223
ANEXO III - QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ) .	224
ANEXO IV - ESCALA DE EFICÁCIA DE QUEDAS -INTERNACIONAL- BRASIL...	226
ANEXO V - ESCALA DE EQUILÍBRIO ABC	227
ANEXO VI - SENSOR INERCIAL G-WALK (BTS)	228

1 INTRODUÇÃO

O processo de envelhecimento frequentemente vem acompanhado de um declínio funcional resultante de uma série de déficits em diversos sistemas do organismo. Esse declínio e a velocidade com que ocorre dependem de diferentes fatores que envolvem genética e estilo de vida (ESQUENAZI; SILVA; GUIMARÃES, 2014; SGARBIERI; PACHECO, 2017). Dentre os declínios mais comuns associados ao envelhecimento, destaca-se a diminuição da força e massa muscular, alterações na composição corporal, o que acarreta um maior acúmulo de gordura corporal, aumento das disfunções metabólicas, déficits cognitivos, entre outros (GOMES et al., 2017; JAFARINASABIAN et al., 2017; ABBATECOLA; PAOLISSO; SINCLAIR, 2015; DUMAS, 2015).

Assim, o envelhecimento, associado ao declínio musculoesquelético e cognitivo, culmina em diminuição da reserva cognitiva, déficits de mobilidade e redução da suavidade do movimento (HARADA; LOVE; TRIEBEL, 2013; BJERK et al., 2017; SUNDERARAMAN et al., 2019).

Um dos vários componentes importantes relacionados à independência e funcionalidade no idoso é a capacidade de realizar as tarefas diárias de forma segura e eficaz – capacidade essa que é influenciada por variáveis do controle motor, tais como o equilíbrio e controle postural, a mobilidade, a resistência neuromuscular e a capacidade de integração e processamento multimodal do sistema nervoso central (DEN OUDEN et al., 2011). Essas variáveis costumam sofrer diversas mudanças ao longo do processo de envelhecimento, o que predispõe o sujeito à ocorrência de quedas (DA SILVA BORGES et al., 2014; GONÇALVES et al., 2017; OSOBA et al., 2019). As quedas, por sua vez, têm elevada taxa de morbidade e mortalidade entre os idosos (ARAÚJO NETO et al., 2017; OSOBA et al., 2019).

Outro fato interessante é que os longevos são a faixa etária em crescimento mais rápido no mundo, com alto grau de necessidade de assistência e cuidados em saúde (ZENG et al., 2017). Além disso, os longevos têm maior incidência de perda da independência funcional e quedas (KAFRI et al., 2017; VALENZUELA RUIZ et al., 2019). A queda é definida como um evento inesperado e inexplicável no qual o indivíduo vai ao chão (DEANDREA et al., 2010). Elas acarretam inúmeras situações negativas na vida dos idosos, desde fraturas e hospitalizações até a morte (LI et al., 2020), por esta razão, é

importante a identificação dos longevos com alto risco de quedas para ser possível a realização de uma intervenção precoce para cuidado deste idoso.

Em razão disso, a análise da mobilidade funcional é importante para diagnosticar e monitorar os acometimentos que resultam desses declínios físicos e cognitivos capazes de causar diferenças mensuráveis na marcha (JARCHI et al., 2018). Na literatura, um dos testes mais comuns para avaliar a mobilidade é o Timed Up and Go Test (TUG). Ele envolve além da mobilidade funcional, tarefas comuns no cotidiano, como levantar-se da cadeira e mudanças de direção enquanto caminha (WEISS et al., 2011; KEAR; GUCK; MCGAHA, 2017). Comumente realizado com o auxílio de um cronômetro para avaliar o tempo total, pesquisas estimando notas de corte para a realização do teste possuem importantes limitações como a heterogeneidade da amostra e as formas de realização do teste (JACKSON; SAMPLE; BIGELOW, 2018).

Dessa maneira, o uso de tecnologias associadas ao teste, como os sensores inerciais (*Inertial Measurement Units – IMUS*), podem contribuir para um aprimoramento na capacidade de detecção de quedas (WEISS et al., 2011). Além disso, para uma análise correta, é fundamental que as características funcionais naturais da caminhada sejam capturadas, em vez das experimentadas em ambientes artificiais ou observados (RENGGLI et al., 2020). Assim, o uso dos IMUS possibilitam uma avaliação mais ecológica, menos influenciada pelos ambientes laboratoriais (ZAFERIOU et al., 2017). Todavia, as informações obtidas pelo software do teste TUG instrumentado (iTUG) parecem não ser tão superiores na classificação de risco de queda quando comparadas ao teste TUG tradicional (JACKSON; SAMPLE; BIGELOW, 2018). Com isso, a avaliação da qualidade do movimento, por meio da suavidade da mobilidade, parece ser uma alternativa para avaliar quedas (HUIJBEN et al., 2018).

Medidas quantitativas de suavidade desempenham um papel importante na avaliação do comprometimento sensório-motor e aprendizagem motora (BALASUBRAMANIAN et al., 2015), e podem ser fundamentais ao realizar a avaliação da mobilidade baseada no iTUG (WEISS et al. 2011). Estudos tendem a manter o foco na prevenção de quedas, entretanto, devido à alta prevalência na população idosa é imprescindível ter um melhor entendimento se características e fatores que influenciam na mobilidade funcional são capazes de predizer esse evento.

Desta forma, comumente a suavidade é calculada para movimentos discretos, principalmente de membros superiores como alcance e preensão, movimentos circulares, usando dados cinemáticos (BALASUBRAMANIAN et al., 2015; LEBAN et al., 2019; HUIJBEN et al., 2018). Que seja do nosso conhecimento, existem poucos estudos avaliando a qualidade do movimento na mobilidade de idosos.

Por outro lado, movimentos não suaves têm sido associados a declínio do equilíbrio e risco de quedas em muitas populações, como pacientes com Acidente Vascular Cerebral (AVC) (ISHO E USUDA, 2016; KERR et al., 2017; PICKFORD et al., 2019; GARCIA et al., 2021), Doença de Parkinson (DP) (BUCKLEY et al., 2019; PINTO et al., 2019), entre outros. Assim, muitas abordagens têm sido utilizadas para avaliar a suavidade: a Razão Harmônica (RH) (LOWRY et al., 2017) ou o Jerk (HOGAN E STERNAD, 2009). Recentemente, uma nova medida, o comprimento do arco espectral (SPARC), para quantificar a suavidade do movimento, mostrou ser sensível, robusta e pouco dependente da velocidade ou duração da tarefa (BALASUBRAMANIAN; MELENDEZ-CALDERON; BURDET, 2012; BALASUBRAMANIAN et al., 2015).

No entanto, a medida do SPARC é pouco explorada em idosos e, como uma métrica nova, carece de estudos para analisar seu comportamento em populações específicas, como os idosos longevos, os quais estão mais propensos às quedas da própria altura. Assim, o nosso objetivo foi estudar se a suavidade da mobilidade funcional avaliada pelas medidas do SPARC no iTUG é uma medida útil para detectar a ocorrência de quedas em idosos com 85 anos ou mais.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 ENVELHECIMENTO POPULACIONAL E LONGEVIDADE

Conforme a Organização Mundial da Saúde (OMS) (2005) é considerado idoso o indivíduo com 60 anos, ou mais, residente em países em desenvolvimento, ou o indivíduo com 65 anos, ou mais, residente em países desenvolvidos.

De acordo com a Organização das Nações Unidas (ONU), em 2015, a parcela de idosos de 60 anos ou mais na população mundial foi de 12,3%. No Brasil, no mesmo ano, esta parcela foi similar, de 11,7% do contingente populacional, dos quais 1,5% são longevos (IBGE, 2010). Estima-se que a população mundial com mais de 60 anos vai passar dos atuais 841 milhões para 2 bilhões até 2050, tornando o enfrentamento das doenças crônicas e o bem-estar da terceira idade, um desafio de saúde pública global (OMS, 2015). Cabe destacar que Porto Alegre, entre as capitais nacionais, é a capital com maior percentual de idosos na população, totalizando 15% (OBSERVA POA, 2015). No Brasil, essa parcela da população representará 18,6% da população do país em 2030 e 33,7% em 2060 (NEUMANN; ALBERT, 2018).

Nas últimas décadas é notável o aumento da expectativa de vida e o aumento da parcela da população considerada idosa. Em 2018, a expectativa de vida do brasileiro alcançou 76,3 anos segundo dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) (IBGE, 2019). No ano de 1980, a cada mil pessoas que chegavam aos 60 anos, 344 atingiam os 80 anos de idade. Já em 2018, este número passou para 599 indivíduos, mais especificamente no Rio Grande do Sul, 620 indivíduos (a cada mil pessoas) que chegam aos 60 anos atingem os 80 anos (IBGE, 2019).

O grupo de idosos com 80 anos ou mais, chamados de “longevos”, é o segmento demográfico que mais cresce atualmente. Em Porto Alegre, ocorreu um aumento de 41,3% entre os nonagenários (idosos acima de 90 anos) (IBGE, 2010). De acordo com o gênero, as mulheres representam 55,5% da população idosa brasileira e, destas, 61% possuem 80 anos (IBGE, 2010).

Este processo de envelhecimento e longevidade envolve muitas variáveis, tais como genética, estilo de vida, presença ou ausência de doenças crônicas, que interagem entre si e influenciam significativamente o modo como alcançamos uma determinada idade (MAZZEO et al., 1998).

2.2 ASPECTOS FISIOLÓGICOS DO ENVELHECIMENTO

O processo natural de envelhecimento é um fenômeno dinâmico e que envolve inúmeras transformações biopsicossociais que ocorrem de maneira gradativa (ESQUENAZI; SILVA; GUIMARÃES, 2014; LEITE et al., 2012). O declínio funcional correlato ao envelhecimento, bem como a sua velocidade de progressão, depende de fatores como a influência genética e o estilo de vida adotado (ESQUENAZI; SILVA; GUIMARÃES, 2014; SANTIAGO et al., 2015).

Existem diferentes teorias para explicar o processo de envelhecimento. Por exemplo, Cristofalo, em 1988, descreveu duas delas que podem ser classificadas em: 1) de natureza genético-desenvolvimentista, cujo envelhecimento é visto como um processo de um *continuum* controlado geneticamente; e 2) de natureza estocástica, na qual acredita-se que este processo é resultado do acúmulo de agressões ambientais (CRISTOFALO, 1988).

Além dessas, a literatura propõe diversas outras causas para o envelhecimento: encurtamento dos telômeros (LÓPEZ – OTÍN et al., 2013), estresse oxidativo (THANAN et al., 2015) e, mais recentemente, evidências epigenéticas como a metilação do DNA e modificações nas histonas (Guillaumet-Adkins et al., 2017). No entanto, parece pouco provável que uma única causa seja a correta e que seja válida para todos os indivíduos (DA COSTA et al., 2016), tornando cada vez mais plausível a hipótese de que seja um conjunto de causas e fatores mais abrangente e global que contribuem para esse processo (RATTAN, 2006).

Dentre as modificações que ocorrem ao longo da vida, acontecem de alterações progressivas na estrutura e função do miocárdio, além de um processo de disfunção endotelial, remodelação vascular, maior propensão à formação de placas, aumento da rigidez vascular e da pressão arterial sistólica (HORN, 2011; OBAS; VASAN, 2018), tornando assim a idade um dos principais fatores de risco pra doenças cardiovasculares (GUDE et al., 2018). O estudo de Odden et al., (2020) observou que longevos com 90 anos com hipertensão arterial, maior Índice de Massa Corporal (IMC) e maiores níveis de glicose estava associado a menor probabilidade de permanecerem livres de doenças cardiovasculares, incapacidades, comprometimento cognitivo (ODDEN et al., 2020).

Além do sistema cardiovascular, vários parâmetros da mecânica respiratória sofrem modificações, como: diminuição na capacidade respiratória e na complacência da parede torácica, estreitamento das vias aéreas periféricas, aumento dos espaços alveolares (enfisema senil), levando à diminuição da função pulmonar, deixando essa população mais suscetível a infecções (SGARBIERI; PACHECO, 2017; ELLIOT et al., 2016; BARNES, 2019).

Doenças como a Diabetes Mellitus tipo 2 aumentam com a idade e idosos com 80 anos ou mais são frequentemente acompanhados por inúmeras comorbidades e condições geriátricas (ABBATECOLA; PAOLISSO; SINCLAIR, 2015). Além disso, os octogenários demonstraram maior prevalência de comprometimento cognitivo, incapacidade física, disfunção renal e hepática e síndromes como fragilidade em comparação com idosos mais jovens (ABBATECOLA; PAOLISSO; SINCLAIR, 2015).

Cabe destacar também as alterações na composição corporal e perfil antropométrico, a densidade mineral óssea diminui a partir dos 50 anos (JAFARINASABIAN et al., 2017), além da deterioração da microarquitetura óssea, que leva à osteoporose, comum principalmente em idosos (WESTBURY et al., 2020).

A gordura subcutânea diminui, enquanto a gordura visceral, a gordura hepática e a infiltração de gordura muscular geralmente aumentam (REINDERS; VISSER; SCHAAP, 2017; JAFARINASABIAN et al., 2017). A gordura corporal é redistribuída, propiciando um maior acúmulo na região abdominal. Sabe-se que a obesidade e circunferência abdominal alta são importantes determinantes de fragilidade e de doenças cardíacas (REINDERS; VISSER; SCHAAP, 2017).

Ainda, uma das principais alterações na composição corporal decorrentes do envelhecimento é a diminuição/atrofia da massa muscular. A literatura relata que ocorre uma diminuição nas fibras do tipo II, bem como a diminuição no número e atividade das unidades motoras, prejudicando o controle motor. Com todas essas modificações na estrutura muscular ocorre, conseqüentemente, a perda de força e a perda da capacidade funcional (GOMES et al., 2017; JOSEPH ADIHETTY; LEEUWENBURGH, 2016; ROMAN; MAHONEY; MOHAMADI, 2013; BAUMANN et al., 2016). A perda de massa muscular envolve uma perda de desempenho contrátil, perda de força e potência muscular.

O peso corporal tende a diminuir após os 70-80 anos (REINDERS; VISSER; SCHAAP, 2017). Além disso, é descrito uma aceleração no declínio de massa muscular e força a partir da oitava década de vida, sendo esse declínio consequência de diversos mecanismos ao longo do envelhecimento que também impactam no controle neural (VENTURELLI et al., 2018). Os neurônios motores representam o caminho do comando central até o sistema músculo esquelético (LIDDELL; SHERRINGTON, 1925). Devido ao estresse oxidativo e *inflammaging*, mudanças morfológicas nesses neurônios motores e nas unidades motoras são documentadas no envelhecimento, o que acarreta em danos na junção neuromuscular e na ativação das unidades motoras. A perda da função muscular com a idade avançada é provavelmente uma combinação das alterações na composição muscular e no comprometimento do controle neural (VENTURELLI et al., 2018).

Decorre do envelhecimento alterações nas estruturas cerebrais, como atrofia cerebral, perdas neuronais e sinápticas, redução na substância cinzenta e alterações volumétricas principalmente em hipocampo, lobo frontal e temporal. Isso acarreta em declínios na cognição que impactam na funcionalidade e nas Atividades de Vida Diária (AVDS) (BLAZER; YAFFE; KARLAWISH, 2015; ALJONDI et al., 2019).

A cognição engloba muitos componentes, alguns deles parecem estar mais prejudicados pelo envelhecimento normal, como atenção, memória de trabalho, memória episódica, velocidade de processamento, funções executivas, percepção sensorial (visão, audição, tato, olfato e paladar) e coordenação motora. Outros domínios, como a sabedoria e alguns tipos de tomada de decisão melhoram a medida que o envelhecimento continua (DUMAS, 2015; LEVIN et al., 2014; MATTSON; ARUMUGUN, 2018). Estudos de imagem têm demonstrado uma diferença no padrão de ativação cerebral entre jovens e idosos. Por vezes, uma menor ativação cerebral e outras vezes maior, sugerindo uma consequência da compensação que, provavelmente, acontece no envelhecimento para possibilitar a mesma desenvoltura na realização das tarefas que os indivíduos mais jovens (GRADY, 2012).

Elobeid et al. (2016) demonstraram que o peso cerebral é menor nos nonagenários, pesando, em média, 11% a menos que as pessoas de 50 a 59 anos (ELOBEID et al., 2016). Segundo Wyss-Coray (2016), essa diminuição deve-se à perda de neurônios ou células da glia, mielina, líquido ou outros fatores (WYSS-CORAY, 2016). Esses achados são comuns em nonagenários e

centenários, no estudo de Kawas et al. (2015) com indivíduos nessa faixa etária, sem demência, quase metade da amostra cumpriu os critérios neuropatológicos para Doença de Alzheimer ou apresentava inúmeras patologias (KAWAS et al., 2015).

2.3 QUEDAS DA PRÓPRIA ALTURA EM IDOSOS

Uma queda é definida como qualquer evento pelo qual a pessoa termina no chão, ou em um nível inferior, de forma não intencional (GÁLVEZ-BARRÓN et al., 2020; LAMB et al., 2005). Cerca de 30% dos idosos acima de 65 anos têm pelo menos uma queda a cada ano (BERGEN; STEVENS; BURNS, 2016). Esse risco é duplicado nos idosos com mais de 80 anos de idade e nos longevos, a percentagem de risco vai para 50% (ARAÚJO et al., 2014). Um importante estudo com uma amostra representativa de 6.616 indivíduos com 60 anos ou mais moradores de 100 municípios em 23 estados brasileiros, encontrou uma prevalência de queda de 27,6% em 12 meses (SIQUEIRA et al., 2011).

As quedas conduzem a uma série de resultados adversos à saúde, desde ferimentos leves, fraturas, até hospitalizações e morte. Além disso, a trombose venosa profunda e pneumonia devido ao tempo prolongado no leito e o medo são efeitos indiretos da queda (OLIJ et al., 2019; GALET et al., 2018; SRI-ON et al., 2017). Em 2015 o total de gastos médicos em decorrência das quedas somou 50 bilhões de dólares nos EUA, tornando as quedas a condição de saúde mais cara entre os idosos (FLORENCE et al., 2018).

A queda é um evento multifatorial causado pela interação de múltiplos fatores fisiológicos, comportamentais e ambientais (RAJAGOPALAN; LITVAN; JUNG, 2017). Essa característica contribui para a dificuldade em estabelecer uma avaliação completa que possa prever com propriedade o risco.

Segundo Morse (2009), as quedas podem ser divididas em três categorias: as quedas acidentais, as quedas fisiologicamente imprevisíveis e as quedas fisiologicamente previsíveis. As quedas acidentais estão relacionadas aos fatores ambientais como superfícies esburacadas, obstáculos, superfícies escorregadias, iluminação, etc. As quedas fisiologicamente imprevisíveis são as que são decorrentes de alguma desordem fisiológica que não são previsíveis, como, por exemplo, polifarmácia, convulsões, mal súbito, entre outras. Já as quedas fisiologicamente previsíveis são as que ocorrem em

peessoas que têm alterações fisiológicas que predis põem ao risco de quedas, essas são a maioria (MORSE, 2009). O principal fator de risco para quedas é o envelhecimento. A ocorrência de quedas aumenta com a idade e esse aumento acompanha o envelhecimento tendendo a ser maior em pessoas com 80 anos ou mais (SAFARPOUR et al., 2018).

Interações somatossensoriais, sistema visual e auditivo são cruciais para a independência funcional e a conclusão bem-sucedida das AVDS (MAHONEY; COTTON; VERGHESE, 2019). A deficiência visual é um fator de risco bem estabelecido na literatura, assim como a deficiência auditiva e seu impacto nas alterações vestibulares relacionadas ao equilíbrio (DRUMMOND; LOURENÇO; LOPES, 2020). O medo de cair, definido como uma preocupação constante e limitante com a queda, também é uma condição frequente e persistente considerada um fator de risco, além de limitar as AVDS (DRUMMOND; LOURENÇO; LOPES, 2020). Em uma coorte de idosos brasileiros (FIBRA-RJ), o medo de cair ocorreu em 33,5% e persistiu, após 5 anos, em 71,3% da amostra. Ainda, pôde-se observar que o medo de cair associou-se ao uso de sete ou mais medicamentos e a uma diminuição no nível de atividade física (DRUMMOND; LOURENÇO; LOPES, 2020).

Outrossim, o uso de alguns medicamentos e a polifarmácia, comum em idosos, são outras causas (SEPPALA et al., 2018; DHALWANI et al., 2017). Estudos utilizam uma gama de definições para o termo polifarmácia, a mais utilizada é a associação de 4 ou mais medicamentos (WONG et al., 2016). O uso de medicamentos psicotrópicos e cardiovasculares, o início de medicamentos opióides bem como antiepiléticos são algumas classes prescritas com frequência para população idosa que estão em constante debate acerca do aumento desse risco, principalmente pelos seus efeitos colaterais como, por exemplo, tontura, visão turva, algum comprometimento cognitivo além de afetar negativamente o controle postural, tempo de reação e desempenho da mobilidade funcional (SEPPALA et al., 2018; VERMA et al., 2016; MONTERO-ODASSO; SPEECHLEY, 2018).

Ademais, o reconhecimento de fatores de risco modificáveis são úteis para, principalmente, evitar as quedas. Dentre eles, a fraqueza muscular, déficits de equilíbrio e variabilidade da marcha são regularmente sinais que antecedem este desfecho (AHMADIAHANGAR et al., 2018; VAN ANCUM et al., 2018). Comum no envelhecimento, o declínio da qualidade muscular (força e massa) (BAUER et al., 2019), tem tido diversas associações com a ocorrência

de quedas, estudos avaliando a fraqueza muscular de quadríceps e preensão palmar, por exemplo, têm demonstrado forte relação com a ocorrência de quedas (YANG et al., 2018; AHMADIAHANGAR et al., 2018; BALOGUN et al., 2017).

O ambiente domiciliar é um importante fator a ser analisado em relação às quedas, uma vez que a maioria acontece no domicílio (GUERZONI et al., 2020). Pouca iluminação, animais de estimação, tapetes soltos, pisos escorregadios, degraus e falta de barras de apoio no chuveiro são fatores que contribuem para esse desfecho (PEREIRA et al., 2017). Sabe-se que a variabilidade da marcha é alta antes de atravessar um obstáculo, tornando-se mais um fator de risco (PIERUCINI-FARIA; MONTERO – ODASSO, 2019). Em relação a atravessar algum tipo de obstáculo (seja em ambiente domiciliar ou em casa), aumenta a demanda do controle motor e equilíbrio, apresentando um risco aumentado de tropeçar e cair. O tamanho, altura e profundidade de um obstáculo estão associadas às adaptações da caminhada necessárias para ultrapassá-lo (ALCOCK et al., 2018; MAIDAN et al., 2018).

A variabilidade da marcha de idosos com alto risco de quedas é mais comprometida perto de obstáculos. Em uma coorte com 137 idosos (PIERUCINI-FARIA; MONTERO – ODASSO, 2019), os participantes com histórico de quedas tiveram maior tempo da variabilidade do passo e maior comprimento do passo ao se aproximar de um obstáculo em comparação com os idosos sem histórico de quedas, mesmo que os dois grupos tenham demonstrado anteriormente desempenho similar durante a marcha sem obstáculos.

Ademais, o declínio cognitivo tem sido fortemente associado a quedas (KIM, 2020; MONTERO-ODASSO; SPEECHLEY, 2018). Idosos com déficits cognitivos como Doença de Alzheimer e Comprometimento Cognitivo Leve apresentam alterações nas funções executivas, tomada de decisão, memória e realização de tarefas simultâneas (TAYLOR et al., 2013; GONÇALVES et al., 2018).

Apesar da marcha ter sido considerada por muito tempo uma sequência automatizada, acredita-se que a cognição tem um papel decisivo neste processo, por isso os déficits nos processos cognitivos estão independentemente associados à instabilidade postural e às quedas (BAYOT et al., 2018). A maior função executiva, por exemplo, foi associada a menor declínio da mobilidade (HUGHES et al., 2020).

As situações de vida cotidiana envolvem tarefas cognitivo-motoras, como conversar ou mandar mensagens no celular enquanto caminha e/ou pensar na lista de compras (BAYOT et al., 2018; HEROLD et al., 2018). Essas AVDS, comuns no cotidiano de idosos, exigem tanto atenção quanto outros domínios cognitivos (RHODES et al., 2019; EHSANI et al., 2019), o que explica a alta ocorrência de queda enquanto caminham e executam uma tarefa (TOMAS-CARUS et al., 2019). Apenas na posição de ortostase, a oscilação postural aumenta quando uma tarefa cognitiva é realizada, demonstrando que o controle postural durante o repouso também requer algum nível de recurso cognitivo atencional (MONTERO-ODASSO; SPEECHLEY, 2018).

Essas tarefas cognitivo-motoras, chamadas de dupla tarefa (DT), são caracterizadas pelo desempenho simultâneo de duas tarefas, com objetivos diferentes, que podem ser executadas de forma independente (MCISAAC; LAMBERG; MURATORI, 2015). Assim, sabe-se que a interação dos sistemas cognitivo e motor durante a realização de duplas tarefas culminam em uma diminuição do desempenho em cada tarefa, dependendo do seu tipo e complexidade (MORELLI et al., 2020; BAYOT et al., 2018).

2.4 MARCHA, CAMINHADA E MOBILIDADE FUNCIONAL

Na área da locomoção humana, muitas terminologias são utilizadas, com isso, torna-se importante definirmos alguns conceitos iniciais. O conceito de locomoção é conhecido pelo ato de deslocar o corpo de um ponto ao outro no espaço (DICKINSON et al., 2000); Já a marcha, é o movimento que cada indivíduo realiza com seu padrão ou estilo, essa maneira individual é repetitiva e contínua (WINTER, 1990); A mobilidade funcional, por fim, define-se como todos os meios pelo qual o indivíduo se move para interagir com o ambiente, família e sociedade, desde andar de forma independente até utilizar uma cadeira de rodas (GRAHAM et al., 2004). Embora a palavra “marcha” seja amplamente utilizada, em nosso ponto de vista, essa não é a terminologia mais apropriada em conceitos funcionais. No escopo deste trabalho, para melhor compreensão, entende-se a marcha no seu contexto de funcionalidade. A marcha é uma função fundamental para a vida e a chave do movimento pelo ambiente, de um lugar para outro, imprescindível para a independência funcional. Ela é o resultado de movimentos coordenados dos segmentos corporais juntamente com uma interação entre fatores internos e externos,

realizado por meio da ação do sistema neuromusculoesquelético (MIRELMAN et al., 2018).

A ritmicidade da marcha, envolvendo repetições dos mesmos movimentos permite que ela seja controlada em níveis mais baixos do sistema nervoso. Essa ação que transparece ser estereotipada necessita de frequentes ajustes em movimentos que precisam ser continuamente modificados, de forma sutil, para adaptar o padrão de movimento nos ambientes e situações imprevisíveis do cotidiano (KANDEL et al., 2014).

Estudos recentes mostram que a caminhada é controlada por processos cognitivos envolvendo uma complexa rede neural que engloba informações sensoriais e adaptação motora. Este processo cognitivo e o controle motor estão presentes tanto na caminhada em condições normais de vida diária, quanto sob circunstâncias desafiadoras como, por exemplo, obstáculos, diferentes terrenos, DTS, além de que, em algumas patologias neurológicas. Déficits nesses processos cognitivos podem levar a falhas na mobilidade funcional, como as quedas (MIRELMAN et al., 2018).

Os movimentos rítmicos da marcha dependem do ajuste preciso da temporização, força de uma complexa sequência de contração de numerosos músculos. Os Geradores de Padrão Central (CPG) são circuitos neurais que envolvem uma ampla variedade de propriedades celulares, sinápticas e redes neurais, localizados centralmente que podem gerar o padrão básico para a locomoção, mesmo sem *feedback* aferente dos receptores periféricos. O funcionamento dos CPGS pode ser modificado por sinais químicos e depende de como são ativados e como é o padrão de informação aferente que recebem (KANDEL et al., 2014).

Segundo a Neurociências, o ciclo da passada pode ser dividido em 4 fases distintas: flexão (F), primeira extensão (E1), segunda extensão (E2) e terceira extensão (E3). As fases F e E1 ocorrem durante o período em que o pé está fora do chão, enquanto E2 e E3 ocorrem quando o pé está em contato com o chão (KANDEL et al., 2014). O impulso começa com flexões do quadril, joelho e tornozelo (F), no meio do impulso o joelho e o tornozelo começam a estender e o quadril continua flexionando (E1). O pé é movido para frente do corpo pela extensão do joelho e tornozelo (E1) e prepara a perna para receber o peso. No apoio inicial (E2), as articulações do joelho e tornozelo flexionam e durante a fase de apoio tardia (E3), o quadril, joelho e tornozelo estendem-se para gerar uma força de propulsão do corpo à frente (KANDEL et al., 2014).

Os movimentos as pernas durante o caminhar são resultado de contrações de muitos músculos. A contração dos flexores ocorre, geralmente, durante a fase F, dos extensores ocorrem durante uma ou mais das fases E. Todavia, a temporização e o nível de atividade muscular é muito variável, alguns músculos, por exemplo, contraem tanto no impulso quanto no apoio. A sequência das contrações musculares é o padrão motor da locomoção (KANDEL et al., 2014).

O controle motor, juntamente com o feedback sensorial, envolve uma ampla rede com várias estruturas cerebrais. A ativação dos motoneurônios é o resultado deste complexo circuito neural, cada atividade muscular representa uma saída indispensável de funcionamento do CPG e a estrutura espaço-temporal do programa locomotor (SYLOS-LABINI et al., 2017). A informação sensorial dos ajustes do padrão de caminhada nas mudanças de terreno e eventos inesperados são realizadas pelas projeções somatossensórias de receptores dos músculos e da pele (proprioceptores), projeções do aparelho vestibular e projeções visuais (KANDEL et al., 2014). Assim, uma marcha bem sucedida exige que o padrão básico seja modificado de acordo com o feedback sensorial, incluindo informações visuais e sensoriais sobre condições desconhecidas e ambientes imprevisíveis, além de somente gerar movimentos ritmicamente alternados de membros em flexão e extensão (SPEDDEN et al., 2019).

Por sua vez, de acordo com estudo biomecânico, o ciclo da marcha é baseado no movimento de cada membro, que é dividido em uma fase de apoio (contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio terminal e fase pré-balanço – na qual o pé está em contato com o solo; e uma fase de balanço (balanço inicial, balanço médio e balanço final) – em que o pé é levantado e movido para a frente. Em adultos saudáveis, cerca de 60% do ciclo de marcha é a fase de apoio e 40% é fase de balanço (MIRELMAN et al., 2018; VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1992).

Apesar da complexidade, os padrões de atividade muscular mostram tanto recursos estereotipados quanto uma reorganização funcional, demonstrando uma flexibilidade e diferentes ajustes nos padrões motores ao longo da caminhada (SYLOS-LABINI et al., 2017), permitindo mudanças de velocidade e alterações em terrenos difíceis, por exemplo, mantendo a eficiência energética (MIRELMAN et al., 2018). As AVDS exigem que a marcha utilize seus componentes espaço-temporais não lineares para realizar suas

atividades, que envolvem giro para mudanças de direção e contornar obstáculos (VENTURA; KLUTE; NEPTUNE, 2015)

Um importante componente da caminhada, o giro (marcha não-linear) representa cerca de 45% dos passos que são realizados durante as atividades diárias, acredita-se ainda que o controle motor dessa tarefa complexa aumente a demanda cognitiva (HOLLANDS; AGNIHOTRI; TYSON, 2014). Também, sabe-se que a velocidade de marcha diminui durante o giro (SHIN; YOO, 2015). O sistema nervoso central produz sinergias musculares específicas envolvendo comportamentos de giro (CHOI et al., 2019). Em um estudo com eletromiografia, CHOI et al., (2019) encontraram sinergias musculares divididas em clusters de ativação na fase de giro, na qual o Tibial Anterior e o Adutor estavam fortemente presentes, ainda, foi encontrado ativação em Gastrocnêmio, Sóleo, Fibular Longo, além de ativações na musculatura do pescoço (CHOI et al., 2019). No estudo de Ventura e colaboradores (2015), foi observado que o Glúteo Médio e os flexores plantares (Tibial Posterior, Sóleo e Gastrocnêmios) da perna de apoio e Adutor da perna oscilante agem com a finalidade de redirecionar o centro de massa do corpo na direção ao giro (VENTURA; KLUTE; NEPTUNE, 2015).

Durante o processo de envelhecimento, diversos fatores contribuem para as alterações de marcha no envelhecimento como: déficits no equilíbrio e estabilidade, força nos membros inferiores e o medo de cair. A redução na velocidade de marcha, comprimento do passo e largura da passada são mudanças consistentes relacionadas à idade (CRUZ-JIMENEZ, 2017). As consequências de alterações nos parâmetros temporais e espaciais da marcha para idosos incluem menor estabilidade, perda de equilíbrio e, conseqüentemente, quedas (LEBRASSEUR, 2019).

Em um importante estudo com idosos brasileiros (MAGNANI et al., 2019) que dividiu os idosos por faixa etária, 60 a 79 anos, 80 a 89 anos, 90 anos a 102, analisando as variáveis de marcha: velocidade, cadência, tempo da passada, comprimento do passo, apoio duplo (porcentagem do ciclo da marcha), balanço (porcentagem do ciclo da marcha), variabilidade do comprimento do passo e variabilidade do tempo da passada, observou-se uma diferença significativa em todas as variáveis. Outrossim, pode-se observar que a velocidade da marcha e comprimento do passo apresentaram maiores tamanhos de efeito na comparação entre os grupos (MAGNANI et al., 2019).

A tarefa da mobilidade funcional surgiu como um indicador de saúde

em idosos. Alterações no domínio físico, cognitivo, metabólico, sensorial, cardiovascular, geralmente se manifestam em alterações na marcha. Ela vem sendo um importante preditor de eventos de saúde na vida adulta, incluindo quedas, fragilidade, perda de independência, institucionalização e sobrevida (LEBRASSEU, 2019). A avaliação da mobilidade tem aplicações no esporte, reabilitação física, avaliação clínica como também utilizada na segurança pública, vigilância e reconhecimento humano. A técnica deve ser um processo simples e econômico, que forneça informações quantificáveis e qualitativas sobre desempenho. Com o passar do tempo, a avaliação da mobilidade funcional passou a contar com a utilização de métodos estabelecidos com sensores e acelerômetros fixos do corpo, comportamento da vida real e de rotina no ambiente doméstico e comunitário (MIRELMAN et al., 2018; JARCHI et al., 2018).

2.5 TESTES COMUMENTE UTILIZADOS PARA A AVALIAÇÃO DE QUEDAS EM IDOSOS

A predição e a prevenção de quedas são desafios complexos. A avaliação do risco de queda visa identificar desordens intrínsecas e extrínsecas que ajudam a determinar o risco e as intervenções apropriadas para a prevenção eficaz (RAJAGOPALAN; LITVAN; JUNG, 2017). Dentre esses instrumentos frequentemente utilizados na literatura para avaliar marcha, equilíbrio dinâmico e estático, bem como escalas utilizadas para prever quedas, destacamos o TUG (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991), Escala de Equilíbrio de Berg (BERG, et al., 1992), Teste de Tinetti (TINETTI; RICHMAN; POWELL, 1990), Escala de Quedas de Morse (MORSE; MORSE; TYLKO, 1989), e o Teste do Alcance Funcional (TAF) (DUNCAN, 1992). Apesar de serem bastante utilizadas como métodos padrão, essas medidas ainda não alcançam máxima precisão no diagnóstico e predição de quedas (SUN; SOSDOFF, 2020).

Nesse contexto, o TUG é uma medida de fácil acesso, confiável e segura na avaliação da mobilidade funcional. Ele vem sendo utilizado tanto na prática clínica (KEAR; GUCK; MCGAHA, 2017), como extensivamente na literatura científica em diversas populações: idosos (TOMAS-CARUS et al., 2019; CEGRI et al., 2020), indivíduos com doenças neurodegenerativas (LALLY et al., 2020; PILLONI et al., 2020), declínio cognitivo (BEAUCHET;

MONTEMBEAULT; ALLALI, 2020), entre outros.

Neste teste, o tempo é a principal variável analisada, sendo associado ao risco de quedas (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991; WEISS et al., 2011). De tal modo, inúmeras notas de corte para diferentes estratos da população foram estimadas. Steffen et al., (2002) estabeleceram os seguintes dados normativos: idosos entre 60-69 anos são capazes de completar o TUG em 7-9 segundos, ao passo que homens entre 70-79 completam o TUG em 7-11 segundos e mulheres da mesma faixa etária são capazes de completar o teste em 8 –10 segundos (STEFFEN; HACKER; MOLLINGER, 2002). Por sua vez, Bohannon (2006) em uma importante meta-análise forneceu valores médios de referência, 8,1 segundos para 60-69 anos, 9,2 segundos para 70-79 anos e 11,3 segundos de 80-99 anos (BOHANNON, 2006). Contudo, o uso de um valor de corte permanece questionável devido à heterogeneidade das populações avaliadas e das variações das formas de realização do teste, não apresentando boa sensibilidade e especificidade na avaliação de quedas para ser clinicamente útil (JACKSON et al., 2018).

Este teste envolve tarefas centrais para a mobilidade funcional da vida diária, como transferências, levantar-se da posição sentada e caminhar, girar e seguir caminhando, que são atividades cotidianas comumente relacionadas a quedas (WEISS et al., 2011; PODSIADLO; RICHARDSON, 1991). Diante disso, usualmente ele é dividido em fases para melhor entendimento e estudo do teste, levantar-se da cadeira, marcha de ida, giro de 180°, marcha de volta, girar para sentar novamente (NEWMAN et al., 2018; WEISS et al., 2016).

Outrossim, a deterioração nos sistemas motores e cognitivos causadas pelo envelhecimento ou doenças neurodegenerativas, antes identificadas e avaliadas separadamente em idosos, são conduzidas por recursos cerebrais compartilhados tornando indispensável uma abordagem conjunta dos sistemas para avaliação e detecção de quedas (MONTERO-ODASSO et al., 2019). Evidências sugerem que a marcha em DT serve como um marcador para avaliar essa interação (SUNDERARAMAN et al., 2019; ALLAVERDIPOUR et al., 2020).

Algumas avaliações cognitivas requerem uma maior resposta motora, e alguns testes de mobilidade requerem maior processamento de informações e de outros domínios cognitivos, testes que captem a interação cognitiva-motora podem ser melhores ao declínio sutil ou melhor em prever resultados adversos dos testes que avaliam esses domínios separadamente (MONTERO-

ODASSO et al., 2019). Nesse sentido, o TUG em DT tem sido empregado para tentar melhor avaliar esses domínios, assim a literatura têm buscado avaliar o desempenho de idosos em uma tarefa de mobilidade funcional realizada concomitantemente com uma tarefa cognitiva (YANG et al., 2020; PARK; KIM; CHO, 2018; VENEMA et al., 2019; TOMAS-CARUS et al., 2019). Diferentes tipos de DT têm sido empregados: subtrações matemáticas (OHZUNO; USUDA, 2019), contar de ordem inversa a partir de 100 (ASAI et al., 2018), repetir os dias da semana em ordem inversa (ALLAHVERDIPOUR et al., 2020), falar palavras com a letra A (SUNDERARAMAN et al., 2019).

Entretanto, não há um consenso acerca de qual tipo de DT seja mais eficaz para avaliar essa população (MONTERO- ODASSO et al., 2019). Mesmo utilizando a DT no TUG, os resultados quanto à capacidade de predição de quedas têm sido controversos. Enquanto alguns estudos demonstram que a DT pode ter um valor agregado ao TUG na capacidade de associação com quedas (ASAI et al., 2018; TOMAS-CARUS et al., 2019), outros, como a meta-análise de Menant et al. (2014), indicaram que testes em tarefa dupla não ofereceram nenhum benefício clínico, nem significativamente estatístico na velocidade de marcha sobre a tarefa única na previsão de quedas em idosos. Com isso, uma alternativa que tem se mostrado efetiva são os sensores de movimento, que medem além do tempo total avaliado no TUG simples e DT. Essas versões instrumentadas do TUG (iTUG) avaliam os componentes individuais do teste (por exemplo, duração das fases, rotação, velocidades, etc.) com maior precisão e sensibilidade (JACKSON et al., 2018).

Assim, recentemente, muitos estudos têm utilizado os sensores inerciais de movimento (IMUS – *Inertial Measurement Units*) associados ao TUG sem perder a simplicidade do teste, e são capazes de resolver muitas limitações da aplicação do teste apenas com o cronômetro (WEISS et al., 2011; MONTERO-ODASSO et al., 2019). Outrossim, o uso desse tipo de tecnologia permite registrar a mobilidade de maneira ecológica nos idosos, avaliar a marcha em casa pode melhorar a precisão da determinação do risco de quedas (JOB et al., 2020).

O IMU é composto por acelerômetro, que mede a aceleração, e por giroscópio, que mede o movimento angular em um dado eixo. A aceleração possui dois componentes: a aceleração inercial, associada às mudanças de velocidade que resultam em rotação ou translação; e a aceleração gravitacional, orientação estática para o campo gravitacional. Ainda, os

acelerômetros também são capazes de medir a rotação angular, mas geralmente não dão bons resultados sozinhos, sendo importante a associação com o giroscópio. Além disso, o software adiciona mais filtros ao sinal, introduzindo latências adicionais no processamento do sinal tentando, assim, diminuir possíveis ruídos (JARCHI et al., 2018).

Os IMUS mostraram excelente confiabilidade na quantificação da duração total do teste TUG, essa quantificação automática pode melhorar potencialmente a qualidade das avaliações na quantificação da habilidade de marcha (KLEINER et al., 2018). O TUG associado com os IMUS foram mais precisos em distinguir idosos frágeis de idosos não frágeis (GREENE et al. 2014), indivíduos jovens de adultos mais velhos (VERVOORT et al., 2016) e longevos (ZARZECZNY et al., 2017). Zarzeczny et al., (2017) avaliou o TUG dividido em suas fases com o *G-Sensor - BTS Bioengineering*, a utilização deste IMU foi capaz de identificar uma variável do iTUG que melhor prediz a idade nessa amostra de longevos. Apesar do tamanho da amostra deste estudo ser uma limitação, ele demonstrou que a faixa de aceleração vertical da fase *sit to stand* se correlaciona melhor com a idade dos sujeitos (ZARZECZNY et al., 2017). Ademais, os IMUs permitem que os estudos avaliem várias características de cada fase do TUG, fornecendo dados quantitativos, incluindo as durações, velocidades e ângulos relevantes de cada movimento (SAMPLE et al., 2017).

Entretanto, no estudo de JACKSON et al. (2018), os resultados mostraram que o iTUG não foi capaz de melhorar a classificação de risco de queda e demonstrar diferenças no desempenho entre os grupos com tempo gasto no teste. Assim, o TUG típico não promove informações mais específicas sobre a qualidade do movimento, como a suavidade. Também, as medidas de tempo e ângulos de transição obtidas pelo iTUG não fornecem informações muito melhores de risco de queda quando comparadas com as medidas fornecidas pelo teste TUG típico (JACKSON et al., 2018).

Neste contexto, a busca por novas métricas clinicamente úteis, baseadas nas informações acelerométricas, é necessária para que a tecnologia proporcionada pelas IMUs possa trazer reais vantagens na avaliação da ocorrência de quedas em idosos.

2.6 SUAVIDADE DA MOBILIDADE FUNCIONAL

A análise do movimento durante tarefas rotineiras como a marcha e alcance e preensão, por exemplo, auxilia na avaliação da qualidade do movimento. Assim, autores referem que a suavidade, uma importante qualidade do movimento, está associada com a coordenação motora, e é definida como a quantidade de ajustes de velocidade ou trajetória durante um dado movimento (PINTO et al., 2019; BALASUBRAMANIAN et al., 2015).

A suavidade da marcha é uma qualidade que reflete a continuidade ou a não intermitência da caminhada (BECK et al., 2018). Movimento suave é composto por um conjunto de submovimentos espaçados, uma qualidade relacionada com a continuidade, independente da amplitude de movimento ou duração (BALASUBRAMANIAN; MELENDEZ-CALDERON; BURDET, 2012; BALASUBRAMANIAN et al., 2015).

Por outro lado, a maior intermitência do movimento, isto é, maiores desacelerações e acelerações, correspondem a movimentos não suaves (BECK et al., 2018; BALASUBRAMANIAN et al., 2015). Esse tipo de movimento resulta da superposição de um número maior de submovimentos (BALASUBRAMANIAN; MELENDEZ-CALDERON; BURDET, 2012).

O movimento suave está presente em indivíduos saudáveis e com comportamento motor bem treinado (BALASUBRAMANIAN et al., 2015). Assim, de acordo com a literatura, as doenças neurológicas são capazes de impactar no controle da suavidade do movimento, sendo possível identificar movimentos não suaves em pacientes com patologias neurológicas como AVC (BALASUBRAMANIAN; MELENDEZ-CALDERON; BURDET, 2012), Doença de Parkinson (PINTO et al., 2019), Esclerose Múltipla (ANGELINI et al., 2020) e idosos com delírio cognitivo (PAU et al., 2020). Segundo PAU et al. (2020), a dificuldade de controlar o tronco durante a marcha e alterações na função geral dos membros são possíveis causas da redução da suavidade (PAU et al., 2020).

Balasubramanian et al., (2015) explica que o movimento não suave pode ocorrer por dois fatores. O primeiro é o nível de controle e/ou habilidade em uma determinada tarefa, esta é a explicação mais comum da análise da suavidade do movimento na literatura. Esse fator leva a intermitências do movimento devido a problemas motores, tanto no planejamento e/ou na execução do movimento, seja por patologias neurológicas, como as previamente citadas nessa seção, seja por lesão musculoesquelética ou, até mesmo, por falta de familiaridade com a tarefa ou ambiente.

Interessantemente, neste primeiro fator, podemos observar a relação de suavidade com o Trato Corticospinal (BALASUBRAMANIAN et al., 2015). O Trato Corticospinal constitui o maior e mais importante sistema de fibras descendentes, incluindo neurônios do córtex motor primário e das áreas pré-motoras (córtex suplementar motor, cortices pré-motor dorsal e ventral e o somatossensorial). Assim, ele transmite impulsos que controlam os movimentos voluntários e, juntamente com o Córtex Motor Primário, o seu controle motor do movimento parece estar relacionado com a força absoluta e com a velocidade do movimento (DAVIDOFF, 1990; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). Com isso, Balasubramanian et al., (2015) propõe que a suavidade poderia ser uma medida simples capaz de avaliar a integridade do Trato Corticospinal.

Outro fator citado com relação à intermitência do movimento é a natureza ou restrição da tarefa. A suavidade é fortemente dependente da tarefa, não podendo ser comparada em duas tarefas distintas (BALASUBRAMANIAN et al., 2015). Além disso, sabe-se que a suavidade aumenta com o aprendizado motor e com o desenvolvimento neural, resultado da minimização do esforço, o que corrobora com o fato de ser tarefa-dependente (BALASUBRAMANIAN et al., 2015).

Mesmo que a suavidade seja um conceito por vezes qualitativo e intuitivo, é importante quantificá-la com métodos matemáticos e robustos para torná-la mais útil na prática clínica, reabilitação, esporte, neurociências e psicologia (BALASUBRAMANIAN; MELENDEZ-CALDERON; BURDET, 2012). Várias medidas que analisam diferentes aspectos do movimento foram sendo utilizadas frente à necessidade de quantificar a qualidade do movimento, tanto na aprendizagem, desenvolvimento e recuperação motora (BALASUBRAMANIAN; MELENDEZ-CALDERON; BURDET, 2012). Essas medidas visam quantificar a intermitência do movimento (BECK et al., 2018).

Inicialmente, os estudos da suavidade tiveram o foco em movimentos dos membros superiores, como o alcance de um ponto a outro (DIPIETRO et al., 2009; BALASUBRAMANIAN; MELENDEZ-CALDERON; BURDET, 2012). Posteriormente, os estudos foram sendo ampliados para avaliação da cabeça (DIXON et al., 2018). Por fim, começaram a surgir os estudos avaliando a suavidade do tronco (ASAI et al., 2017) e a marcha (BECK et al., 2018), sendo que estudos avaliando essa qualidade em membros inferiores ainda são escassos.

O fato da suavidade do movimento ser tarefa-dependente implica também no sistema de medição que será utilizado para essa avaliação (BALASUBRAMANIAN et al., 2015). Pesquisas têm utilizado sistemas de captura de movimento (DIXON et al., 2018) e sensores inerciais (PAU et al., 2020). Não há um consenso na literatura sobre qual medida melhor quantifica essa qualidade, dentre elas estão a Razão Harmônica (RH) (LOWRY et al., 2017), o Jerk (HOGAN, 2009), Número de Picos (GULDE; HERMSDÖRFER, 2017), SPARC (PINTO et al., 2019).

A RH é uma das medidas de suavidade que tem sido utilizada na literatura (PAU et al., 2017; PAU et al., 2020; LOWRY et al., 2017). Ela é calculada a partir das acelerações do tronco nas direções anteroposterior (AP), vertical (V) e mediolateral (ML), na qual uma RH alta representa maior suavidade ao caminhar (BELLANCA et al., 2013; PAU et al., 2017). As medidas das acelerações para cada passada são analisadas no domínio da frequência por meio de análise de Fourier (OPPENHEIM; HAMID; WILLSKY, 1997). Por ser avaliada e segmentada em cada passo individualmente, essa medida tem sido contestada por alguns autores que afirmam ser uma variável que caracteriza melhor a simetria e a estabilidade da marcha do que propriamente a suavidade (BELLANCA et al., 2013; BALASUBRAMANIAN et al., 2015).

Nesse sentido, a variabilidade da marcha, que avalia o padrão dos passos, também é uma medida citada nesse contexto (LOWRY et al., 2017). Lowry e colaboradores denominam Suavidade AP quando avaliam a variabilidade do comprimento do passo e a média do comprimento do passo, enquanto que a Suavidade ML é avaliada pela suavidade da largura do passo (LOWRY et al., 2017). Entretanto, a variabilidade da marcha mede a arritmicidade do passo não sendo uma medida direta de suavidade (BECK et al., 2018).

O Jerk, derivada no tempo da aceleração, também tem sido utilizado como variável para medir a suavidade de movimentos discretos (HOGAN, 2009; BALASUBRAMANIAN et al., 2015), sendo amplamente empregado na avaliação de membros superiores como tarefa de alcance ponto a ponto e desenho circular (HU et al., 2019; BALASUBRAMANIAN; MELENDEZ-CALDERON; BURDET, 2012), como também da cabeça (DIXON et al., 2018). A literatura apresenta-se de forma controversa em relação a essa medida, isso deve-se, segundo Hogan (2009), à variedade de medidas do jerk (*root mean square jerk*, *normalized mean absolute jerk*, *dimensionless jerk (DLJ)* e o *log*

dimensionless jerk (LDLJ)) e às várias maneiras de normalização dos dados (HOGAN, 2009).

Também o Número de Picos (de velocidade) (NP) é descrito para avaliar a suavidade, o perfil de velocidade dos movimentos suaves é um único pico, enquanto movimentos não suaves têm maior número de picos de velocidade (BALASUBRAMANIAN et al., 2015; TEO; BURDET; LIM, 2002). Entretanto, GULDE e HERMSDÖRFER (2017) afirmam que essa é uma medida pouco sensível, pois se mostrou bastante variável medindo a suavidade em tarefas complexas com várias etapas. Em seu estudo, o NP não demonstrou diferenças significativas entre indivíduos com AVC e saudáveis pareados por idade na mesma tarefa (GULDE; HERMSDÖRFER, 2017).

Ademais, a suavidade é sempre avaliada em contexto de movimento, mudanças de posição, sendo ilógico sua avaliação em posturas fixas. Ainda, sugere-se evitar estimar a suavidade de movimentos sem objetivos, nesses casos ela pode ser observada apenas de maneira exploratória, pois não podemos afirmar se a intermitência do movimento foi planejada ou não (BALASUBRAMANIAN et al., 2015). A maioria das medidas mencionadas acima necessitam de maior sensibilidade, validade, consistência e robustez, com isso, a medida do SPARC avaliada por meio da análise de Fourier é uma alternativa para melhor explorar a quantificação da qualidade do movimento (BALASUBRAMANIAN; MELENDEZ-CALDERON; BURDET, 2012).

2.7 MEDIDA DO COMPRIMENTO DO ARCO ESPECTRAL (SPARC)

A maioria das medidas de suavidade citadas anteriormente necessitam de validade, consistência, sensibilidade e/ou robustez (BALASUBRAMANIAN; MELENDEZ-CALDERON; BURDET, 2012). Uma medida de suavidade é considerada válida e consistente quando é: Adimensional e independente da amplitude e duração; Monotônica, para garantir que quantifique a suavidade de movimento de maneira coerente; Sensível às mudanças nas características do movimento e, imprescindivelmente, deve ser acessível para implementação prática (BALASUBRAMANIAN; MELENDEZ-CALDERON; BURDET, 2012).

Recentemente, Balasubramanian e colaboradores (2012) introduziram e avaliaram a métrica do comprimento do arco espectral – do inglês *Spectral Arc Length* (SPARC) - que surgiu como uma nova abordagem para quantificar a suavidade do movimento. Este autor testou e comparou o SPARC com as

outras medidas de suavidade em dados de indivíduos que sofreram Acidente Vascular Cerebral (AVC) e indivíduos saudáveis.

Neste estudo introdutório do SPARC, BALASUBRAMANIAN et al., (2012) compararam essa medida com NP, DLJ, LDLJ com uma medida de velocidade do arco espectral. O SPARC mostrou-se mais sensível e consistente nas análises, sendo superior em resposta a todos os problemas demonstrados nas outras medidas. Por exemplo, mostrou-se ser mais sensível principalmente nos períodos de parada de movimento, comum em indivíduos com AVC, ao contrário do LDLJ e da velocidade do arco espectral. Além disso, a métrica do SPARC foi mais robusta quanto aos ruídos da medição (BALASUBRAMANIAN; MELENDEZ-CALDERON; BURDET, 2012). Estima-se que o SPARC seja 10 vezes menos suscetível para relação sinal-ruído que o Jerk, por exemplo (BALASUBRAMANIAN et al., 2015).

Dessa forma, para quantificar a medida do SPARC é utilizado a análise da magnitude de Fourier. A Análise de Fourier é uma Transformada Integral utilizada na análise de processamento de sinais que leva o sinal para o domínio da frequência. A lógica em utilizar a análise de Fourier advém da característica do número de submovimentos e do intervalo entre eles (BALASUBRAMANIAN; MELENDEZ-CALDERON; BURDET, 2012; BALASUBRAMANIAN et al., 2015).

Desde 2012, a literatura vem lentamente utilizando essa métrica para avaliar a suavidade em diferentes situações. Balasubramanian e colaboradores em 2015, seguindo sua pesquisa de 2012, publicaram uma contribuição de caráter metodológico na qual propuseram definições de suavidade do movimento e aconselharam formas de avaliar a suavidade de qualquer comportamento sensório-motor (BALASUBRAMANIAN et al., 2015). Avançando, em 2018, DIXON et al. (2018), comparou a marcha em superfície irregular versus superfície plana em idosos e adultos jovens. Foi observado uma diminuição do SPARC na superfície irregular em todos os participantes e isso foi ampliado nos idosos. Além disso, foi observado na amostra geral um aumento da dorsiflexão do tornozelo e na flexão do quadril, especialmente nos idosos. Foi verificado também um aumento da flexão do joelho nesse tipo de superfície, o que, segundo os autores, sugere uma estratégia mais cautelosa para minimizar os déficits no controle motor causados pelo envelhecimento (DIXON et al., 2018).

Ainda em 2018, Beck et al. (2018) avaliaram a suavidade da marcha em pacientes com DP e controles saudáveis. As medidas do SPARC foram

mais baixas (menos suaves) nos indivíduos com DP em comparação aos controles saudáveis, segundo o autor, o SPARC foi mais preciso ao separar os grupos do que medidas utilizadas anteriormente pela literatura, como variabilidade da marcha e HR. Também, os indivíduos com DP tiveram menor suavidade quando avaliados no período *off*, sabe-se que movimentos menos suaves são mais intermitentes, ou seja, com maiores fases de aceleração e desaceleração, comuns no período *off* na DP.

Pinto et al. (2019) avaliou o SPARC em uma tarefa de mobilidade funcional e no *freezing* em pacientes com DP. Foram observados valores mais baixos de SPARC em todo teste TUG para os pacientes com DP em relação aos controles saudáveis, juntamente de um conjunto maior de frequências nesse grupo. Ainda, dividindo o TUG em fases, a suavidade foi pior na fase de giro do TUG e na fase final, de pé para sedestação. Importante destacar que, neste estudo, foi observado um efeito de aprendizagem do teste TUG do 1º ao 3º *trial* e isto pode afetar os resultados de duração da variabilidade do teste. Porém, este efeito não foi acompanhado pelo SPARC, que não se mostrou influenciado pela velocidade, sendo isso uma vantagem interessante para usar essa medida juntamente com o TUG.

Ademais, Schuch et al. (2020), também com pacientes com DP, avaliaram a viabilidade, eficácia e segurança de uma intervenção de 5 semanas com a realidade virtual para aumentar a suavidade da mobilidade funcional nesses pacientes. Os resultados sugeriram que 10-20 minutos de intervenção com realidade virtual é uma forma viável e segura de reabilitação, porém não foi capaz de promover melhora na suavidade da mobilidade e na função cognitiva nesta amostra (SCHUCH et al., 2020). Os achados neste estudo com relação à magnitude do SPARC foram semelhantes aos relatados anteriormente para pacientes com DP, como os achados do estudo de Beck et al. (2018) e o estudo de Pinto et al., (2019), já citados nesta seção.

Recentemente, Garcia et al. (2021) avaliaram pessoas que tiveram AVC em comparação com controles saudáveis. Foi possível observar que a suavidade do movimento não foi influenciada pela velocidade da marcha no grupo de controle, indicando que o SPARC pode constituir uma medida adicional e independente na avaliação da marcha. Além disso, o grupo pós-AVC teve a suavidade reduzida em comparação com os controles (GARCIA et al., 2021).

3 HIPÓTESES

Estudo I

- **Hipótese Alternativa (H1):** Os valores de SPARC serão diferentes entre longevos caidores e não caidores.
- **Hipótese Nula (H0):** Os valores de SPARC não serão diferentes entre longevos caidores e não caidores.

Estudo II

- **Hipótese Alternativa (H1):** A suavidade da mobilidade funcional, aferida pelas métricas SPARC, é um marcador capaz de detectar a ocorrência de quedas em idosos longevos.
- **Hipótese Nula (H0):** A suavidade da mobilidade funcional, aferida pelas métricas SPARC, não é capaz de detectar a ocorrência de quedas em longevos.

4 OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GERAL

Estudar o comprimento do arco espectral (SPARC), marcador de suavidade na mobilidade funcional, como métrica capaz de detectar a ocorrência de quedas ao solo em idosos longevos vivendo na comunidade.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Estudo I

Em idosos longevos da comunidade:

- Investigar se as medidas do SPARC durante o teste do iTUG são capazes de distinguir os longevos quanto ao seu histórico de quedas.
- Estudar se o aumento da carga cognitiva durante uma tarefa motora pode impactar na suavidade da mobilidade funcional.
- Determinar se existe relação entre as medidas de suavidade da mobilidade funcional SPARC e o histórico de quedas nos últimos seis meses.
- Avaliar se o desempenho cognitivo em teste de rastreio (MEEM), a presença de sintomas depressivos (GDS), os níveis de atividade física (IPAQ), a preocupação em sofrer quedas (FES-I), a confiança no equilíbrio (ABC) durante as atividades de vida diária (AVDS) e o desempenho em teste de equilíbrio estático (TAF) podem influenciar a suavidade da mobilidade funcional.

Estudo II

Em idosos longevos da comunidade:

- Verificar se as métricas SPARC no iTUG são capazes de prever a ocorrência de quedas.
- Estudar se a razão de prevalência de quedas aferida pelas métricas SPARC possui relação com o desempenho cognitivo em teste de rastreio (MEEM), sintomas depressivos (GDS), preocupação em sofrer quedas (FES-I), confiança no equilíbrio (ABC) durante as AVDS, desempenho em teste de equilíbrio estático (TAF).

- Determinar a acurácia diagnóstica das métricas do SPARC na detecção de quedas.

5 MÉTODO

5.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

Estes estudos caracterizam-se como observacional, do tipo caso-controle.

5.2 LOCAL DE REALIZAÇÃO DO ESTUDO

Os estudos foram realizados no domicílio dos longevos participantes, residentes na cidade de Porto Alegre, Rio Grande do Sul.

5.3 POPULAÇÃO E AMOSTRA

A amostra dos estudos foi recrutada por conveniência e foi composta por 64 idosos longevos participantes de um estudo anterior (BRAUNER, Fabiane de Oliveira. Efeitos da dupla tarefa cognitivo-motora sobre a mobilidade funcional de longevos caidores e não caidores. 2019), com idade igual ou superior à 85 anos, que apresentassem marcha independente e que residissem na cidade de Porto Alegre, Rio Grande do Sul.

Nestes estudos, os longevos foram divididos em dois grupos baseados no seu histórico de quedas nos seis meses anteriores à data da avaliação: grupo caidores (caso, n=32) e grupo não caidores (controle, n=32).

5.3.1 Critérios de Seleção

5.3.1.1 Critérios de Inclusão

Foram incluídos no estudo longevos, com idade igual ou superior a 85 anos, que deambulassem de forma independente, sendo permitido uso de dispositivo auxiliar de marcha, como andador, bengala ou muleta. Além disso, foram incluídos aqueles que compreendessem os comandos verbais necessários para a execução dos procedimentos/testes avaliativos propostos.

5.3.1.2 Critérios de Exclusão

Foram excluídos do estudo, longevos:

- a) com déficit auditivo ou visual que impedissem o entendimento e a execução dos procedimentos da pesquisa;
- b) portadores de vasculopatias periféricas graves;
- c) com cardiopatias ou pneumopatias que relatasse cansaço ou dispneia aos pequenos esforços;
- d) que tenham passado por procedimento cirúrgico com o uso de anestesia geral, seguida de internação por período maior que uma semana, nos últimos três meses anteriores à data da avaliação;
- e) que apresentassem acalculia severa;
- f) que tenham recebido diagnóstico médico de Doença de Alzheimer ou Parkinson;
- g) não soubessem ou não tivessem certeza sobre o seu histórico de quedas.

5.4 INSTRUMENTOS PARA COLETA DOS DADOS

Neste estudo, foram utilizados os seguintes instrumentos para coleta de dados:

- Sensor Inercial *G-Walk* (IMU; *G-Walk*[®], BTS *Bioengineering*, MA, USA) - sistema digital *bluetooth*.
- Smartphone Motorola modelo Moto G5 (Câmera Digital 13MP).
- Fita métrica para medir o percurso da marcha, a estatura dos participantes e realização do Teste de Alcance Funcional (TAF).
- Balança, para verificar a massa corporal dos participantes.
- Esfigmomanômetro digital G-Tech RW 450 para a verificação da pressão arterial nos momentos pré e pós-teste.
- Questionários: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido 1 (TCLE) (APÊNDICE A); Instrumento de coleta de dados gerais e clínicos (APÊNDICE C); Mini exame do Estado Mental (MEEM) (ANEXO I); Escala de Depressão Geriátrica (GDS) (ANEXO II); Questionário Internacional de Atividade Física adaptado para idosos - IPAQ (ANEXO III); Escala de Eficácia de Quedas I Brasil (FES-I) (ANEXO IV); e Escala de Confiança de Atividades Específicas (ABC) (ANEXO V).

5.5 COMPOSIÇÃO DA AMOSTRA

Os longevos foram contatados por meio de divulgação do estudo em um aplicativo de troca de mensagens (*whatsapp*), além de divulgação do estudo na comunidade paroquial Divino Espírito Santo, localizada na zona norte de Porto Alegre, bem como por meio de indicações dos próprios participantes e de profissionais que atuam na área da Geriatria e Gerontologia.

5.5.1 Procedimentos para Coleta dos Dados

Após a identificação inicial, com o objetivo de apresentar a pesquisa de forma sucinta e explicar brevemente as características do estudo, todos os longevos foram contatados por telefone. Também foi realizada a primeira checagem dos critérios de inclusão e exclusão. Neste momento, foi questionado se o longevo teria tido uma queda nos últimos 6 meses. Os longevos foram divididos em dois grupos: Caidores e Não Caidores. Foram considerados caidores aqueles longevos com histórico de pelo menos uma queda ao solo nos últimos 6 meses (HOWCROFT et al., 2018; HILLEL et al., 2019), relatado pelo próprio longevo e/ou confirmado com familiar. Essa informação obtida por telefone foi confirmada no momento da avaliação domiciliar, visando aumentar a confiabilidade e a coerência. Os sujeitos que não sabiam ou não tinham certeza quanto à ocorrência de quedas foram excluídos do estudo. Uma vez que o longevo concordasse em participar do estudo, foi agendada uma visita domiciliar, conforme a sua disponibilidade para a realização da avaliação proposta.

A visita domiciliar teve duração de, aproximadamente, 1h30min. Inicialmente, o longevo foi apresentado ao TCLE (APÊNDICE A), em duas vias de igual teor e valor. O TCLE foi explicado pelo pesquisador e, posteriormente, lido pelo idoso ou, em caso de impossibilidades, a leitura em alta voz foi realizada por um terceiro, preferencialmente um familiar ou responsável legal. Todas as dúvidas do idoso foram esclarecidas pela pesquisadora. Em caso de concordância, o longevo assinava as duas vias do referido termo. Em seguida, foi aferida a pressão arterial, verificada a massa e estatura corporal para a determinação do Índice de Massa Corporal (IMC). Após, foram preenchidos os questionários propostos: o instrumento de coleta de dados gerais e clínicos (APÊNDICE C); Mini Exame do Estado Mental (MEEM) (ANEXO I); Escala de

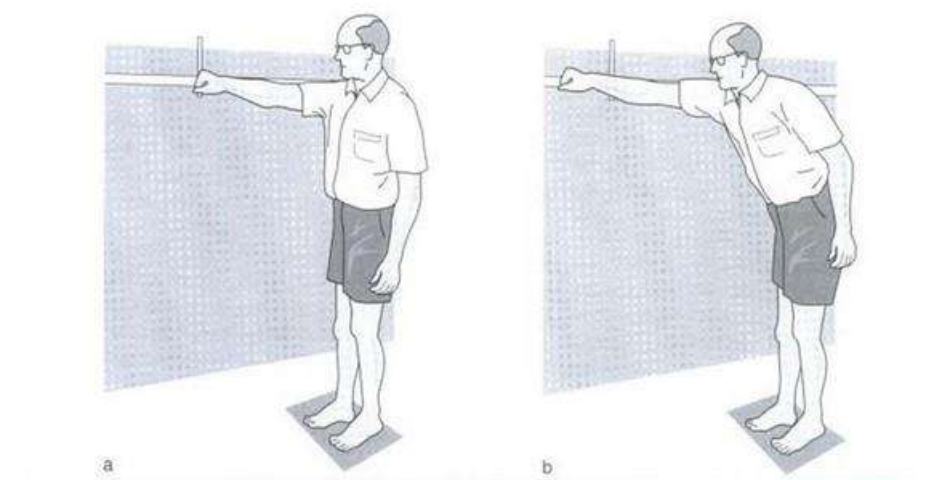
Depressão Geriátrica (GDS) (ANEXO II); Questionário Internacional de Atividade Física adaptado para idosos - IPAQ (ANEXO III); Escala de Eficácia de Quedas I Brasil (FES-I) (ANEXO IV); Escala de Confiança de Atividades Específicas (ABC) (ANEXO V) e o Teste do Alcance Funcional (TAF).

O MEEM é um teste neuropsicológico rápido e de fácil aplicação para avaliar a função cognitiva. Ele possui questões que avaliam orientação, memória e atenção, habilidades específicas como nomear e compreender, totalizando um escore de 30 pontos (FOLSTEIN; FOLSTEIN; MCHUGH, 1975). Devido à influência educacional nos escores do MEEM, foi utilizada a seguinte nota de corte: analfabetos, mínimo 13 pontos; entre 1 e 8 anos de escolaridade, mínimo 18 pontos; e acima de 8 anos de escolaridade, mínimo de 24 pontos (BERTOLUCCI et al., 1994).

A escala GDS é um instrumento que facilita a identificação de sinais de comportamento do tipo depressivo em idosos, não sendo utilizada como fim diagnóstico. Ela é composta por cinco questões objetivas (sim ou não), a cada resposta afirmativa, soma-se um ponto. Neste estudo, empregamos o ponto de corte ≥ 2 respostas afirmativas (PARADELA, 2005).

O Teste de Alcance Funcional (TAF) foi proposto por Duncan et al. (1990). Ele determina o quanto o idoso é capaz de se deslocar dentro do limite de estabilidade anterior. Utiliza-se uma fita métrica presa à parede, paralela ao chão, e posicionada na altura do acrômio do voluntário. O indivíduo é posicionado com os pés confortáveis e paralelos entre si, perpendicularmente em relação à parede e próximo ao início da fita métrica. Com punhos em posição neutra, cotovelos estendidos e ombro com flexão de 90°, o participante é instruído a realizar a inclinação para frente sem tocar na fita e, em seguida, deve-se verificar o deslocamento sobre ela (Figura 1). O resultado do teste foi representado pela média, após três tentativas, da diferença entre a medida na posição inicial e a final registrada na régua. Deslocamentos menores que 15 cm indicam fragilidade do paciente e risco de quedas (DUNCAN et al., 1990).

Figura 1. Ilustração do TAF.



a – posição inicial do teste; b- posição final

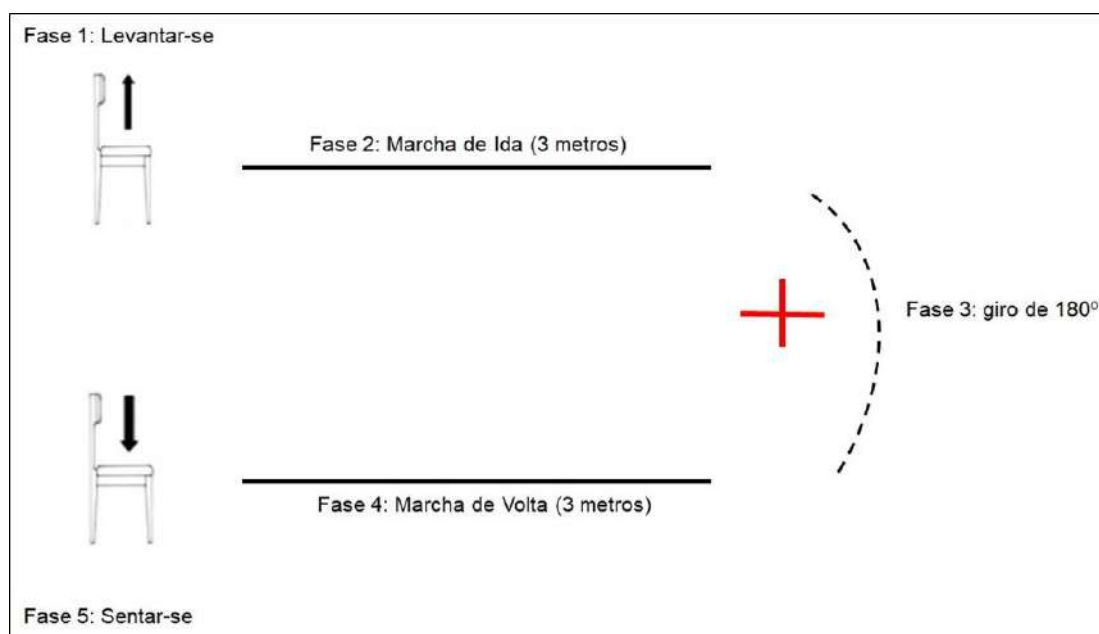
Para a avaliação do nível de atividade física dos idosos, utilizamos o Questionário Internacional de Atividade Física adaptado para idosos (IPAQ) (ANEXO III). Este instrumento permite avaliar o tempo semanal gasto em atividades físicas em intensidade moderada e vigorosa, em contextos diversos do cotidiano. Nesta pesquisa, foi utilizada a versão curta do questionário, que é composta por sete questões abertas e suas informações permitem estimar o tempo despendido em uma semana rotineira em atividade física (BENEDETTI et al., 2007).

A Escala de Eficácia de Quedas I - Brasil (FES – I) (ANEXO IV) foi aplicada para avaliar o medo de cair. Este instrumento apresenta questões sobre a preocupação com a possibilidade de cair em 16 atividades, com escores de 1 a 4. O escore total pode variar de 16 (ausência de preocupação) a 64 (preocupação extrema) (CAMARGOS et al., 2010). Além dessa, utilizamos a Escala de Confiança de Atividades Específicas (ABC) (ANEXO V) para avaliar a confiança do idoso no seu equilíbrio durante as atividades de vida diária. Esta escala apresenta 16 itens e a pontuação varia de 0% (nenhuma confiança) a 100% (total confiança) (SOARES BRANCO, 2010).

Após finalizar essas avaliações, foi realizada a análise da suavidade da marcha por meio do *Timed Up and Go Test* instrumentado (iTUG). O teste TUG requer que o indivíduo levante de uma cadeira, caminhe 3 metros, vire (giro de 180°), volte em direção a cadeira e sente-se novamente (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991). Cabe ressaltar que foi utilizada uma cadeira padrão com 43 cm de altura entre o assento e o chão, que possuía encosto e sem

apoio de braços. Na área de giro foi feita uma marcação no solo em formato de cruz (30/30cm) com uma fita adesiva colorida – este era o ponto de referência para o idoso realizar o giro (HOLLANDS et al., 2010). Este teste é dividido em 5 fases: fase 1- idoso da posição sentada para a posição de ortostase; fase 2 - marcha de ida; fase 3 - primeiro giro de 180° contornando a marcação; fase 4 - marcha de volta; fase 5 - giro final para sentar-se novamente (Figura 2). Assim, é possível mensurar adequadamente alguns componentes da marcha não linear, tais como o gesto motor do giro (GLAISTER et al., 2007; THIGPEN et al., 2000).

Figura 2. Ilustração do teste *Timed Up and Go*.



(Fonte: a autora)

Antes da avaliação ser iniciada, o idoso foi instruído sobre como realizar o teste. Além disso, foi demonstrado ao idoso como o teste deveria ser realizado e o percurso a ser adotado. O TUG foi repetido 6 vezes, sendo 3 tentativas em tarefa unimodal e 3 tentativas em DT cognitivo-motora. A ordem das tentativas foi de forma semi aleatória, com a seguinte sequência: tarefa unimodal; dupla-tarefa; dupla tarefa; tarefa unimodal; tarefa unimodal; e dupla-tarefa. Utilizamos 3 *trials* de cada tipo de teste TUG para evitar possíveis efeitos de aprendizagem e fadiga nos longevos. Uma abordagem similar foi utilizada em um estudo com pacientes com Esclerose Múltipla (WITCHEL et al., 2018).

Para a dupla-tarefa, o idoso foi solicitado a realizar o teste enquanto falava, simultaneamente, uma tarefa envolvendo dias da semana. A tarefa

consistia em falar os dias da semana de ordem inversa (exemplo: terça feira, segunda feira, domingo, sábado, sexta...), cada *trial* do teste foi iniciado com dias da semana diferentes (semi aleatório) (BARBOSA et al., 2008; FATORI et al., 2015; SILVA; DIAS; PIAZZA, 2017; ALLAHVERDIPOUR et al., 2020). Sendo assim, na primeira tentativa válida iniciamos pela terça-feira, na segunda tentativa iniciamos pela quarta-feira e, na terceira, pela quinta-feira. Além disso, com o auxílio de um celular smartphone Motorola moto G 5S modelo XT1792, os idosos foram filmados durante todas as tentativas. Se houvesse necessidade, era permitido que o idoso descansasse pelo tempo que julgasse necessário. Também foi solicitado que o participante estivesse com uma roupa confortável e utilizando seu calçado habitual. Ainda, os longevos que apresentassem desconforto importante em membros inferiores ou coluna vertebral no dia do teste eram orientados e sua avaliação era reagendada.

Outrossim, para realizar o iTUG, o longevo vestiu uma cinta de neoprene em torno da cintura com um sensor inercial (IMU; *G-Walk*[®], BTS *Bioengineering*, MA, USA) (ANEXO VI) posicionado na região lombar, entre L5 e S1, a uma taxa de amostragem de 100 Hz. Este sensor não é invasivo e comunica-se com um *laptop* por meio de tecnologia *Bluetooth* 3.0 (class 1, alcance de até 60 metros). O *G-Walk* (BTS) possui magnetômetro triaxial de 13bit (± 1200 uT), receptor de GPS (até 10Hz), *sensor fusion* (200Hz), acelerômetro e giroscópio triaxial de 16bit/axes com múltiplas sensibilidades (± 2 , ± 4 , ± 8 , ± 16 g e ± 250 , ± 500 , ± 1000 , $\pm 2000^\circ/s$), respectivamente. As frequências do acelerômetro (4 a 1000Hz), giroscópio (4 à 8000Hz) e magnetômetro (até 100Hz) completam as características deste aparelho. Os dados de interesse foram coletados do relatório de cada teste, o qual é gerado automaticamente pelo *software* de análise que acompanha o sensor *G-Walk* (BTS). Pesquisas utilizando este mesmo dispositivo em diversas populações são comuns na literatura (PAU et al., 2018; KLEINER et al., 2015; KLEINER et al., 2018; GALLI et al., 2015).

Com o uso desse dispositivo, podemos obter resultados de diversas variáveis biomecânicas, como: velocidade de execução da marcha, velocidade de rotação corporal durante os giros médio e final (em giro total de 180°), comprimento da passada (relativo e absoluto), tempo e proporção entre as fases de apoio simples e duplo nas diferentes fases do teste, tempo em apoio unipodal durante o momento de giro, relação entre o tempo em apoio duplo e apoio simples nas fases linear e não linear do teste de marcha, número de

passos adaptativos durante a virada/giro de 180°, além do tempo total de execução do teste.

Análise da Suavidade da Marcha

Para avaliar a suavidade da marcha, utilizamos as medidas das acelerações lineares (Acc L) e angulares (Acc A), adquiridas nos eixos vertical (V), mediolateral (ML) e anteroposterior (PA) disponibilizadas pelo aparelho. Os dados brutos de aceleração foram extraídos usando o software G-sensor® e exportados no formato ASCII. A suavidade foi medida por meio Comprimento do Arco Espectral Angular e Linear (SPARC) (*Linear and Angular Spectral Arc Length*).

O processamento e a análise do sinal foram realizados usando rotinas de software personalizadas LabVIEW® (versão 8.5; National Instruments, Austin, TX - EUA). Os dados lineares e angulares foram considerados quando a média de uma janela de 10 *frames* foi superior a três vezes o DP do ruído inicial (janela de 100 *frames*). Utilizamos a subtração da média do sinal para remover os componentes de corrente direta dos dados brutos da aceleração, sempre que as manipulações do sinal causassem o desvio deste. A remoção deste *offset* é importante ao processar a aceleração medida por acelerômetros, principalmente para remover o grande componente de corrente associado à ação da gravidade (os acelerômetros também captam a gravidade) (BECK et al., 2018). Posteriormente, as altas frequências não envolvidas no teste TUG foram removidas ao aplicar os limites de integração (limite inferior = 0; limite superior = 10 Hz). O cálculo do SPARC foi adaptado para o teste iTUG, conforme descrito anteriormente (BALASUBRAMANIAN et al., 2015). Calculamos o SPARC de cada *trial* e o SPARC médio de três *trials* simples e dos três *trials* em DT por meio da seguinte fórmula (PINTO et al., 2019):

$$SPARC = - \int_0^{10} \sqrt{\left(\frac{1}{10}\right)^2 + \left(\frac{normPSD(w)}{dw}\right)^2} dw$$

Onde, 0 Hz e 10 Hz são os limites da integral, normPSD é o espectro da frequência normalizado pelo valor máximo e dw é uma quantidade infinitesimal de normPSD.

Para Acc L total e Acc A total, utilizamos as manipulações e equações de sinal propostas anteriormente (BECK et al., 2018). Ressaltamos que, segundo a medida do SPARC, movimentos menos suaves são mais complexos

em termos de composição de frequência, portanto, valores mais baixos de SPARC indicam menos suavidade de movimento. O SPARC foi calculado para o TUG total e também para fases distintas do teste citadas anteriormente. Os giros foram identificados a partir do *yaw axis* e a posição de sentado para levantar-se (fase 1) e a posição de ortostase para sentar-se (fase 5) a partir do *pitch axis*.

Durante a análise dos dados, suspeitamos que o algoritmo automático fornecido pela BTS não determinou corretamente a duração das fases do TUG. Por exemplo, identificamos que as fases de virar e sentar na cadeira levaram muito mais tempo do que o esperado, considerando ensaios anteriores. Entendemos que existem duas explicações para essa situação. Embora importantes trabalhos tenham proposto o uso de algoritmos automáticos em sensores inerciais (também usados pela BTS), eles não foram validados especificamente para uso em pessoas com idades entre 85 e 101 anos (WEISS et al., 2013; VERVOORT et al., 2016; KLEINER et al., 2018; O'BRIEN et al., 2019). Outrossim, os algoritmos automáticos geralmente consideram um teste TUG no qual o cone é usado para marcar o ponto de virada (180°). No presente estudo, o cone foi substituído por uma marcação no chão com a finalidade de minimizar a influência da sugestão visual no desempenho do giro (fornecido pela forma do cone). Como esperado, essa mudança aumentou a variabilidade das estratégias de movimento adotadas pelos longevos durante a fase do giro, com isso, a capacidade do algoritmo automático de determinar com precisão a duração das fases do TUG era excedida. Assim, foi desenvolvida uma rotina matemática de análise do sinal de forma manual para minimizar erros de medição na detecção de fases do TUG (publicado anteriormente por PINTO et al., 2019). Dois avaliadores treinados e independentes testaram a confiabilidade dessa rotina.

Para o estudo 2, o algoritmo foi otimizado seguindo as recomendações recentes para estimar as métricas SPARC a partir de IMUs (MELENDEZ-CALDERON; SHIROTA; BALASUBRAMANIAN, 2021). Usamos as 3 velocidades angulares calibradas (*yaw*, *roll* e *pitch*) ($\text{em}^\circ / \text{s}$) dos dados do giroscópio da IMU e subtrações médias foram usadas para remover os componentes de corrente contínua (DC) dos dados brutos de velocidade angular. Como o SPARC foi inicialmente desenvolvido para movimentos discretos (movimento de alcance, ponto a ponto), foi implementado um procedimento de janelamento para reduzir os efeitos de janelas de dados mais

longas e contínuas. Sabe-se que janelas muito longas podem aumentar a resolução FFT e a complexidade da frequência, respectivamente, o que pode induzir um efeito da duração da tarefa sobre SPARC – o que ocorreu em nossa análise anterior (Figueiredo et al., 2020). Assim, usamos um tamanho de janela não sobreposto e conservador, de 3 segundos (300 *frames*). Se a última janela fosse inferior a 3 segundos, ela foi automaticamente preenchida com zeros para 300 *frames*. Para o cálculo do SPARC, as altas frequências não envolvidas na marcha patológica foram retiradas na aplicação dos limites de integração (limite inferior = 0; limite superior = 10 Hz) (BALASUBRAMANIAN et al., 2015). Um limite superior fixo de 10 (ω_c : frequência de corte adaptativa) foi escolhido com base na presença de frequências mais altas, como ocorre em marchas patológicas, como na doença de Parkinson (PINTO et al., 2019). Além disso, evitamos usar o limite de 0,05 para detectar ω_c porque foi o valor originalmente utilizado para movimentos discretos, como o alcance ponto a ponto. Certamente novos estudos serão necessários para detectar idealmente o ω_c em cálculos SPARC baseados em movimentos contínuos.

Assim, a média de todas as janelas SPARC contidas no teste iTUG foi calculada.

$$\lambda_S^v(\mathbf{V}) \triangleq - \int_0^{\omega_c} \sqrt{\left[\left(\frac{1}{\omega_c} \right)^2 + \left(\frac{d\hat{V}(\omega)}{d\omega} \right)^2 \right]} d\omega$$

$$\hat{V}(\omega) = \frac{V(\omega)}{V(0)}; \quad V(\omega) = |\mathcal{F}(\|\mathbf{V}(t)\|_2)|$$

Onde $V(t)$ representa a velocidade angular de um movimento no domínio do tempo, $\mathcal{F}(\bullet)$ é o operador da transformada de Fourier, ω_c é uma frequência de corte adaptativa (MELENDEZ-CALDERON et al., 2021).

Os períodos de parada de movimento aumentam a complexidade da composição da frequência, que é capturada pela análise SPARC. Por causa do sinal negativo, valores SPARC mais baixos indicam menos suavidade de movimento (maior complexidade no domínio da frequência). As métricas de análise espectral seguiram a suposição de que movimentos não suaves são mais complexos em termos de sua composição de frequência. Em outras

palavras, valores mais baixos de SPARC indicam menos suavidade de movimento (GULDE E HERMSDÖRFER, 2018) (APÊNDICE E).

5.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Estudo I

As análises estatísticas foram realizadas no programa GraphPad Prism® versão 6.01 (GraphPad Software, San Diego, CA, Estados Unidos), LabVIEW® e no *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) versão 17.0.

Utilizamos o teste Shapiro-Wilk para avaliar a normalidade e aplicamos transformações de raiz quadrada e logarítmica para variáveis assimétricas. No entanto, esses procedimentos não foram eficazes para muitas variáveis deste estudo. Assim, realizamos análises paramétricas e não paramétricas. Dado que as principais conclusões foram as mesmas em ambas as análises, decidimos mostrá-las usando testes paramétricos.

Foi utilizada a ANOVA de uma via usando os fatores quedas (sim/não), tentativa (1, 2, 3) e tarefa (TUG de tarefa única/dupla) para explorar as interações entre fatores. Realizamos o agrupamento dos fatores não significativos (ou seja, teste para os resultados do SPARC) e executamos a ANOVA de medidas repetidas para testar os fatores de queda (sim / não) e tarefa (TUG simples ou dupla tarefa).

A correlação de Spearman foi usada para testar a relação entre os resultados clínicos, demográficos e os resultados do SPARC (as médias dos *trials* do TUG de tarefa única e dupla foram usadas nas correlações). O tamanho de efeito D-Cohen (ES) foi calculado para comparar os caidores e não caidores. Os dados qualitativos foram comparados pelo teste qui-quadrado com correção e proporções de Yates. Ainda, para testar a confiabilidade da detecção manual das fases do TUG, utilizamos o Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC). Os dados foram expressos como média e erro padrão (SEM). A significância foi estabelecida em $\alpha < 0,05$.

Estudo II

As variáveis contínuas foram apresentadas como média e desvio padrão, e as variáveis categóricas são apresentadas por meio de frequências. Inicialmente foi realizada uma regressão logística bivariada utilizando um estimador robusto (quedas como a variável dependente versus um preditor independente), essa análise foi aplicada para encontrar os fatores mais relevantes para incluir na regressão logística binária multivariada.

A fim de evitar a multicolinearidade, todas as análises multivariadas incluíram apenas variáveis independentes não correlacionadas/fracamente correlacionadas – que foram testadas usando a correlação de *Spearman*. Quando uma correlação entre as variáveis foi encontrada, selecionamos aquela variável que exibia o menor valor de p na análise bivariada. Assim, as análises multivariadas independentes foram realizadas para cada subfase de teste do iTUG.

Além disso, foi realizada a *Receiver Operating Characteristic Curve* (ROC) para identificar os pontos de corte de preditores que se mostraram significativos. Ainda, foi utilizado o teste t independente para comparar o ganho do modelo multivariado em termos de probabilidade de prever quedas e para identificar as características dos participantes em que o modelo foi capaz de prever caídores e não caídores com probabilidade superior a 80%.

Nenhum dado faltante ocorreu neste estudo de caso-controle. A significância foi estabelecida em $\alpha < 0,05$ e as análises estatísticas foram realizadas no Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) versão 22.0.

5.7 ASPECTOS ÉTICOS

Este estudo seguiu a Resolução 466/2012, do Conselho Nacional de Saúde, que aprova as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas com seres humanos e que assegura aos indivíduos os preceitos éticos básicos como autonomia, não maleficência, beneficência e justiça. Ainda, todos os longevos assinaram o TCLE (APÊNDICE A).

Este estudo foi registrado na base nacional de pesquisa envolvendo seres humanos, a Plataforma Brasil, parecer número 2.278.707 (Estudo I) (APÊNDICE C) e emenda número 3.317.838 (APÊNDICE D).

Após a finalização desta pesquisa, os participantes receberam uma carta sucinta com os principais resultados obtidos, bem como os resultados que o *software* do sensor inercial fornece do teste.

6 ARTIGOS CIENTÍFICOS RELACIONADOS COM A TESE

6.1 ARTIGO 1 – Publicado no periódico *Frontiers in Physiology*.

ORIGINAL RESEARCH
published: 10 June 2020
doi: 10.3389/fphys.2020.00540



OPEN ACCESS

Edited by:

Ronald F. Zernicke,
University of Michigan, United States

Reviewed by:

Peter C. Fino,
The University of Utah, United States
Kohei Watanabe,
Chukyo University, Japan

*Correspondence:

Régis Gerasca Mestriner
regis.mestriner@puccs.br

†These authors have contributed
equally to this work

*ORCID:

Anelise Ineu Figueiredo

orcid.org/0000-0002-7133-0432

Gustavo Balbinot

orcid.org/0000-0003-2670-3965

Fabiane Oliveira Brauner

orcid.org/0000-0001-5763-7537

Aniuska Schiavo

orcid.org/0000-0002-3356-0149

Rafael Reimann Baptista

orcid.org/0000-0003-1937-6393

Aline Souza Pagnussat

orcid.org/0000-0001-7837-5855

Kristen Hollands

orcid.org/0000-0002-3691-9532

Régis Gerasca Mestriner

orcid.org/0000-0001-9837-1691

Specialty section:

This article was submitted to
Integrative Physiology,
a section of the journal
Frontiers in Physiology

Received: 30 December 2019

Accepted: 30 April 2020

Published: 10 June 2020

Citation:

Figueiredo AI, Balbinot G,
Brauner FO, Schiavo A, Baptista RR,
Pagnussat AS, Hollands K and
Mestriner RG (2020) SPARC Metrics
Provide Mobility Smoothness
Assessment in Oldest-Old With
and Without a History of Falls: A Case
Control Study. *Front. Physiol.* 11:540.
doi: 10.3389/fphys.2020.00540

SPARC Metrics Provide Mobility Smoothness Assessment in Oldest-Old With and Without a History of Falls: A Case Control Study

Anelise Ineu Figueiredo^{1,2†}, Gustavo Balbinot^{2,3†}, Fabiane Oliveira Brauner^{1,2†}, Aniuska Schiavo^{1,2†}, Rafael Reimann Baptista^{4†}, Aline Souza Pagnussat^{5†}, Kristen Hollands^{6†} and Régis Gerasca Mestriner^{1,2,4*†}

¹ Biomedical Gerontology Program, School of Medicine, Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil, ² Neuroplasticity and Rehabilitation Research Group (NEUROPLAR), Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil, ³ KITE – Toronto Rehabilitation Institute, University Health Network, Toronto, ON, Canada, ⁴ School of Health and Life Sciences, Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil, ⁵ Department of Physical Therapy, Federal University of Health Sciences of Porto Alegre, Porto Alegre, Brazil, ⁶ School of Health Sciences, University of Salford Manchester, Salford, United Kingdom

Aging-related neuromuscular and neurocognitive decline induces unsmooth movements in daily functional mobility. Here, we used a robust analysis of linear and angular spectral arc length (SPARC) in the single and dual task instrumented timed up-and-go (iTUG) test to compare functional mobility smoothness in fallers and non-fallers aged 85 and older. 64 participants aged 85 and older took part in this case control study. The case group (fallers, $n = 32$) had experienced falls to the ground in the 6 months prior to the assessment. SPARC analyses were conducted in all phases of the single and dual task iTUGs. We also performed correlation mapping to test the relation of socio-demographic and clinical features on SPARC metrics. The magnitude of between-group differences was calculated using D-Cohen effect size (ES). SPARC was able to distinguish fallers during the single iTUG ($ES \approx 4.18$). Turning while walking in the iTUG induced pronounced unsmooth movements in the fallers (SPARC ≈ -13 ; $ES = 3.52$) and was associated with the ability to maintain balance in the functional reach task. This information is of importance in the study of functional mobility in the oldest-old and to assess the efficacy of fall-prevention programs.

Keywords: movement smoothness, functional mobility, falls, aging, oldest-old

INTRODUCTION

Aging is a natural process associated with musculoskeletal and cognitive decline (Harada et al., 2013). This process ultimately leads to reduced movement smoothness and cognitive reserve, impairing the mobility in daily life, such as walking, turning, and sitting (Sunderaraman et al., 2019). The fact that daily living activities (ADLs) require multi-tasking increases the cognitive

in speaking, each participant was advised the right/wrong replies would be recorded and scored. At each dual task TUG trial, the initial day of the week was changed (e.g., Wednesday, then Tuesday, and finally Monday).

Inertial Measurement Unit (IMU)

Linear acceleration and angular velocity were measured during the TUG test using a Bluetooth-compatible inertial measurement unit (IMU; G-Walk[®], BTS Bioengineering, MA, United States), with a sampling rate of 100 Hz. The IMU was positioned between the L5 and S1 vertebrae using an elastic belt provided by the manufacturer (Kleiner et al., 2018; Pau et al., 2018). The device has a built-in triaxial accelerometer and gyroscope. Linear acceleration (Acc L) and angular velocity (Vel A) were acquired in the vertical (V), mediolateral (ML), and anteroposterior (AP) axes. Raw acceleration and angular velocity data were extracted using the G-sensor[®] software and exported in ASCII format.

Mobility Smoothness Measurement and Data Analyses

Offline signal processing and analyses were performed using LabVIEW[®] (version 8.5; National Instruments, Austin, TX, United States) custom software routines. Acc L and Vel A data were considered when the mean of a 10-frame moving window was greater than three times the SD of the initial noise (100 frames window). We developed a mathematical routine to segment the TUG test into phases. A visual inspection of the yaw and pitch angles was implemented, followed by manual cropping of each curve. The pitch angle was used to crop “sit to stand.” A combination of the yaw and pitch angles was used to detect the turn-to-sit phase, i.e., the yaw angle was used to detect the turn before sitting ($\approx 180^\circ$), and the pitch angle to detect the trunk flexion when starting the sitting movement. The midway point of the 180° turn was detected using the yaw angle (turn phase). During the pilot data analysis, we suspected the automatic algorithm provided by BTS failed to correctly determine the duration of the TUG phases. For example, we identified the turn and turn-to-sit on the chair phases took much longer than expected considering previous trials. We understand there are two separate or combined explanations for this situation. While important papers have proposed the use of automatic algorithms in lumbar-mounted IMU (also used by BTS), they have not been specifically validated for use in people aged between 85 and 101 years old (Weiss et al., 2013; Vervoort et al., 2016; Kleiner et al., 2018; O'Brien et al., 2019). Moreover, the automatic algorithms usually consider a TUG test in which a cone is used to mark the turning point (180°). In the present study, the cone was replaced by a cross on the ground made using adhesive tape (30×30 cm) to minimize the influence of the visual cue in the turning performance (provided by the shape of the cone). As expected, this change increased the variability of the movement strategies adopted by the oldest-old during the turning phase, which sometimes exceeded the ability of the automatic algorithm to precisely determine the duration of the TUG phases. Thus, we

developed a manual signal analysis routine in order to minimize measurement errors in the detection of TUG phases (previously published by Pinto et al., 2019). Two trained, independent assessors tested the reliability of this routine and found reliable results (Supplementary Figure S1 and Supplementary Table S1). Mean subtractions were used to remove the direct current (DC) components from raw acceleration data and whenever signal manipulations caused the drifting of the signal (Beck et al., 2018). Removing DC and drifting is important when processing acceleration measured by accelerometers, especially to remove the large DC component in the spectrum (accelerometers also pick up gravity). Subsequently, high frequencies not involved in the TUG test were removed when applying the limits of integration (0–10 Hz bandwidth). The upper and lower limits of integration were set at 0 and 10 Hz to encompass higher frequencies present during the TUG test (Pinto et al., 2019), when compared to steady-state walking (which assumed 0–5 Hz in previous studies) (Beck et al., 2018). We divided a distance of 3 m by the duration of the walk to obtain the average speed during the walking bouts (in $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$). The TUG test involves sharp turns, sit-to-stand, and turn-to-sit movements, which may induce more abrupt acceleration. We also hypothesized the oldest-old may have gait impairments, such as intermittency, i.e., as occurs in Parkinson's disease (8 Hz freezing band). The SPARC calculation was adapted for the iTUG test, as previously described (Balasubramanian, 2015). We calculated the SPARC metrics from each trial and the average SPARC from three TUG trials using the following formula:

$$SPARC = - \int_0^{10} \sqrt{\left(\frac{1}{10}\right)^2 + \left(\frac{normPSD(w)}{dw}\right)^2} dw \quad (1)$$

where 0 and 10 Hz are the limits of integration, normPSD is the normalized power spectrum density (PSD), and dw is an infinitesimal amount of PSD frequency.

For total Acc L (Acc L total) and total Vel A (Vel A total), we used previously proposed signal processing and equations (Beck et al., 2018). Importantly, SPARC metrics assume less smooth movements are more complex in terms of their frequency composition; hence, lower SPARC values indicate less movement smoothness. The SPARC was calculated for the full iTUG as well as for the distinct phases of the test such as (i) sit-to-stand, (ii) walk 1, (iii) turn, (iv) walk 2, and (v) turn and turn-to-sit.

Measurement of Sample Characteristics

To estimate the sample size, we used a previous study (Weiss et al., 2016). Sample size was set as 64 individuals when adopting a power of 80% and an alpha of 0.05. Thus, we decided to enroll 32 fallers and 32 non-fallers. To calculate sample size, we used an online resource from the University of British Columbia (Brant, 2017). Table 1 shows the sample characteristics.

Statistical Analyses

Statistical analyses were performed in GraphPad Prism[®] version 6.01 (GraphPad Software, San Diego, CA, United States),

TABLE 1 | Sample characteristics.

	Fallers (n = 32)		Non-fallers (n = 32)	
	Mean/n (category)	SD	Mean/n (category)	SD
Age	89.9	4.4	88.6	4.1
Gender (male = 0/female = 1)	7 (0)/25 (1)	n.a.	5 (0)/27 (1)	n.a.
Blood pressure/systolic	127.3	11.1	127.5	11.6
Blood pressure/diastolic	77.7	12.5	74.7	8.0
Mean arterial pressure	94.2	10.4	92.3	8.1
Level of schooling/years	7.9	5.7	7.9	4.2
Marital Status (widow or not = 0/married = 1)	22 (0)/10 (1)	n.a.	24 (0)/8 (1)	n.a.
Number of medications in use	5.3	2.8	4.4	2.3
MMSE	25.8	3.6	26.8	2.5
FES-I	24.3	7.6	22.0	2.7
ABC	73.4	21.1	82.0	11.6
Ethnicity (0 = white; 1 = brown or black)	26 (0)/6 (1)	n.a.	31 (0)/1 (1)	n.a.
IPAQ (0 = sedentary; 1 = active)	12 (0)/20 (1)	n.a.	2 (0)/30 (1)	n.a.
Functional reach test (cm)	26.3	10.2	30.1	7.8
GDS depression symptoms (0 = no; 1 = yes)	20 (0)/12 (1)	n.a.	27 (0)/5 (1)	n.a.
Smoker (0 = no; 1 = yes)	31 (0)/1 (1)	n.a.	31 (0)/1 (1)	n.a.
Alcoholic drink (0 = no; 1 = yes)	26 (0)/6 (1)	n.a.	27 (0)/5 (1)	n.a.

Independent t-test for quantitative variables and Chi-square with Yates' correction for qualitative variables. Bold values denote statistical significance ($p < 0.05$).

LabVIEW® and the Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) version 17.0. We used the Shapiro–Wilk test to assess normality and applied square root and logarithmic transformations for asymmetrical variables. Nevertheless, these procedures did not work properly for many variables in this study. Thus, we performed both parametric and non-parametric analyses. Given the main findings were the same in both analyses, we decided to show them using parametric tests (the statistical plan is summarized in **Supplementary Figure S2**). Ordinary ANOVA using the factors falls (yes/no), trial (1, 2, 3), and task (single/dual-task TUG) was used to explore the potential between-factor interactions. We collapsed non-significant factors (i.e., trial for SPARC outcomes) and performed two-way repeated-measures ANOVA to test the factors falls (yes/no) and task (simple or dual-task TUG). Spearman's correlation was used to test the relationship between clinical scores, demographics, and SPARC outcomes (the averages of the single and dual task TUG trials were used in the correlations). D-Cohen effect size (ES) was calculated to compare fallers and non-fallers. Qualitative data were compared using the Chi-square test with Yates' correction and proportions. The intraclass correlation coefficient (ICC) was used to test the reliability of manual detection of the TUG phases. Data were expressed as mean and SEM and significance was set at $\alpha < 0.05$.

Ethics

This cross-sectional study was approved by the Research Ethics Committee of the Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul (number 099196/2017). All the participants agreed to take part and signed informed consent. We followed the Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) checklist.

RESULTS

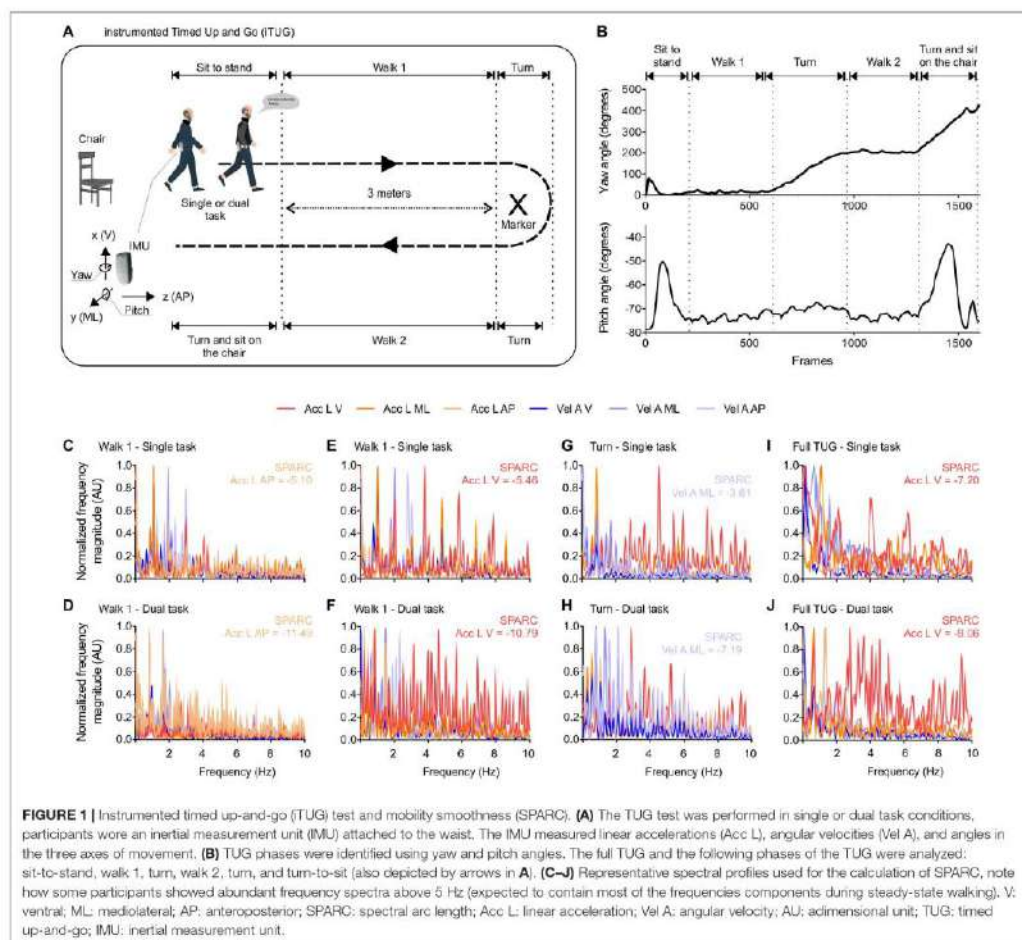
Table 1 describes the sample characteristics. Fallers displayed a reduced level of confidence in performing activities without losing balance (ABC score; $t = 2.00, p = 0.049$) and reduced level of physical activity (IPAQ; $\chi^2 = 7.40, p = 0.006$). **Supplementary Table S2** summarizes the main effects of the exploratory ANOVA.

Greater TUG Duration for Fallers, but the Dual Task Affected Walking and Turning in Both Groups

The iTUG was performed in different complexities, i.e., single or dual tasks. Angles extracted from the gyroscope were used to determine the duration of each TUG phase (**Figure 1**). The reliability of TUG phase detection using the above-mentioned procedure is shown in **Supplementary Table S1**. The analysis suggested an excellent between-assessor reliability in detecting most of the TUG phases (Cronbach's $\alpha > 0.9$). The turn and turn-to-sit phases obtained lower, but still acceptable, ICC (Cronbach's $\alpha > 0.5$). Fallers took longer to move from sit to the stand and turn to sit. Both groups took longer when performing the dual task and turning (see the statistics in **Table 2**). Although walking speed increased from the first to the third trial, movement smoothness (SPARC), overall, displayed the absence of trial effects.

Mobility Smoothness Between Fallers and Non-fallers: Walking Bouts

Given the absence of trial effects, we averaged the SPARC data from all trials to express the participant's performance (**Table 3**). SPARC was lower for fallers, displayed task effects, and absence of trial effects (except for turn Acc L—dual task; explored



below). SPARC metrics also showed several correlations with the functional reach and ABC score for fallers. Additionally, mobility smoothness was also correlated with other variables, such as MMSE, level of schooling, and age for non-fallers (Figure 2 and Supplementary Table S3).

Mobility Smoothness Between Fallers and Non-fallers: Turn and Full TUG

In addition to steady-state walking, we analyzed other aspects of functional mobility such as turning while walking. Indeed, fallers exhibited a notable reduction in movement smoothness during the turn phase of the TUG. While there was no between-trial learning effect for the time taken to turn (i.e., time to turn was stable between trials), SPARC showed a

change from trial 1 to 3 during the turn phase of the TUG (Figure 3). Together, these findings suggest the participants experienced difficulty maintaining good levels of mobility smoothness when performing faster movements in less stable conditions, as typically occur during the turning phase of the TUG. In agreement with walk 1 and 2 phases of the TUG, SPARC metrics during the turning phase were consistently correlated with the functional reach and ABC score for fallers; but also correlated with MMSE, level of schooling, and age for non-fallers (particularly during the dual task; Figure 3). Altogether, these findings indicate the oldest-old have a pronounced difficulty turning smoothly and, subsequently, an adaptive motor control change is required to complete the task, which is not possible to assess using the traditional TUG with a stopwatch.

TABLE 2 | Duration and speed in the single and dual-task TUG tests.

TUG phase	Single task—duration (s)				Dual task—duration (s)				Main effects		
	Fallers		Non-fallers		Fallers		Non-fallers		F	P	
	Mean	SEM	Mean	SEM	Mean	SEM	Mean	SEM			
Sit to stand—Trial 1	3.148	0.405	1.798	0.080	3.542	0.572	1.888	0.082	Group	38.164	0.000
Sit to stand—Trial 2	3.677	0.895	1.799	0.095	3.245	0.431	1.872	0.078	Trial	0.135	0.874
Sit to stand—Trial 3	3.220	0.600	1.753	0.088	3.154	0.500	1.855	0.096	Task	0.012	0.913
Walk 1—Trial 1	5.572	0.722	3.921	0.308	8.975	1.788	5.799	0.868	Group	19.201	0.000
Walk 1—Trial 2	5.500	0.919	3.736	0.365	8.387	1.595	5.343	0.470	Trial	0.851	0.428
Walk 1—Trial 3	5.430	0.809	3.468	0.300	7.552	1.531	4.237	0.433	Task	13.851	0.000
Turn—Trial 1	4.569	0.898	2.891	0.221	5.798	1.088	4.000	0.346	Group	15.641	0.000
Turn—Trial 2	4.327	0.654	2.973	0.299	5.240	0.925	3.806	0.267	Trial	1.049	0.351
Turn—Trial 3	3.723	0.417	2.940	0.325	4.736	0.763	3.373	0.239	Task	6.767	0.010
Walk 2—Trial 1	5.414	0.788	3.648	0.302	8.725	1.462	5.841	0.574	Group	16.415	0.000
Walk 2—Trial 2	5.140	0.736	3.604	0.419	7.452	1.098	5.400	0.587	Trial	2.070	0.128
Walk 2—Trial 3	4.758	0.649	3.412	0.373	6.276	1.192	4.559	0.595	Task	19.369	0.000
Turn to sit—Trial 1	4.323	0.496	2.976	0.178	4.895	0.820	3.623	0.269	Group	24.548	0.000
Turn to sit—Trial 2	4.412	0.730	2.820	0.266	4.529	0.561	3.317	0.219	Trial	0.766	0.466
Turn to sit—Trial 3	4.169	0.671	2.594	0.196	4.381	0.601	2.963	0.220	Task	2.019	0.156
Full TUG—Trial 1	23.026	3.099	15.233	0.971	31.935	5.391	21.151	1.886	Group	24.193	0.000
Full TUG—Trial 2	23.056	3.797	14.931	1.332	28.853	4.357	19.737	1.404	Trial	1.119	0.328
Full TUG—Trial 3	21.300	3.046	14.167	1.181	26.099	4.367	16.986	1.408	Task	9.748	0.002

TUG phase	Single task—speed (m.s ⁻¹)				Dual task—speed (m.s ⁻¹)				Main effects		
	Fallers		Non-fallers		Fallers		Non-fallers		F	P	
	Mean	SEM	Mean	SEM	Mean	SEM	Mean	SEM			
Walk 1—Trial 1	0.717	0.058	0.888	0.057	0.553	0.057	0.699	0.047	Group	24.120	0.000
Walk 1—Trial 2	0.789	0.069	0.976	0.067	0.584	0.063	0.686	0.043	Trial	4.135	0.017
Walk 1—Trial 3	0.766	0.064	1.021	0.067	0.653	0.067	0.878	0.066	Task	29.933	0.000
Walk 2—Trial 1	0.773	0.060	0.951	0.061	0.547	0.060	0.639	0.047	Group	19.157	0.000
Walk 2—Trial 2	0.809	0.069	1.058	0.077	0.586	0.058	0.700	0.053	Trial	6.583	0.002
Walk 2—Trial 3	0.855	0.069	1.102	0.079	0.753	0.075	0.858	0.063	Task	42.358	0.000

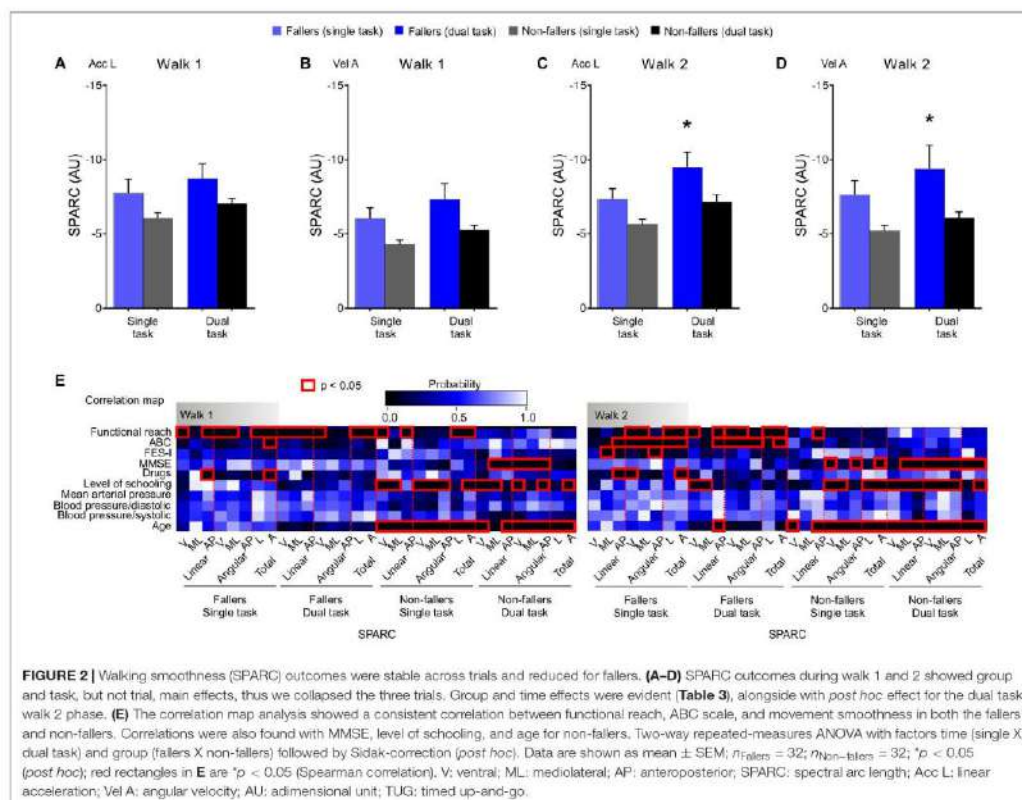
Three-way ordinary ANOVA ($\alpha = 372$) with factors group (fallers X non-fallers; $df = 1$), trial (1 × 2 × 3; $df = 2$) and task (single X dual; $df = 1$). All interactions were not significant (not shown). Bold values denote statistical significance ($p < 0.05$).

TABLE 3 | Main effects of time and group for SPARC Acc L total and SPARC Vel A total.

TUG phase	SPARC Acc L total		SPARC Vel A total	
	Time	Group	Time	Group
Sit to stand	$F(1,62) = 27.19; p < 0.0001$	$F(1,62) = 4.65; p = 0.0350$	$F(1,62) = 24.24; p < 0.0001$	$F(1,62) = 4.20; p = 0.0447$
Walk 1	$F(1,62) = 14.68; p = 0.0003$	$F(1,62) = 2.90; p = 0.0939$	$F(1,62) = 18.76; p < 0.0001$	$F(1,62) = 4.01; p = 0.0497$
Turn	$F(1,62) = 66.48; p < 0.0001$	$F(1,62) = 3.30; p = 0.0739$	$F(1,62) = 47.77; p < 0.0001$	$F(1,62) = 4.55; p = 0.0369$
Walk 2	$F(1,62) = 58.99; p < 0.0001$	$F(1,62) = 4.47; p = 0.0385$	$F(1,62) = 12.69; p = 0.0007$	$F(1,62) = 4.79; p = 0.0323$
Turn to sit	$F(1,62) = 3.06; p = 0.0852$	$F(1,62) = 8.33; p = 0.0054$	$F(1,62) = 0.09; p = 0.7633$	$F(1,62) = 7.98; p = 0.0064$
Full TUG	$F(1,62) = 0.76; p = 0.3867$	$F(1,62) = 7.31; p = 0.0088$	$F(1,62) = 7.58; p = 0.0077$	$F(1,62) = 6.18; p = 0.0156$

Two-way repeated-measures ANOVA with factors time (single X dual task) and group (fallers X non-fallers). All interactions were not significant (not shown). Bold values denote statistical significance ($p < 0.05$).

SPARC metrics displayed stronger group differences (ES ≈ 4.18) compared to the time taken to complete the full TUG test (ES = 2.96) (Figures 2, 3). Again, consistent correlations between SPARC in the full TUG, the functional reach and ABC score for fallers were found. Movement smoothness of the participants without a history of falls was



only correlated with age when considering the full TUG test (Figure 3).

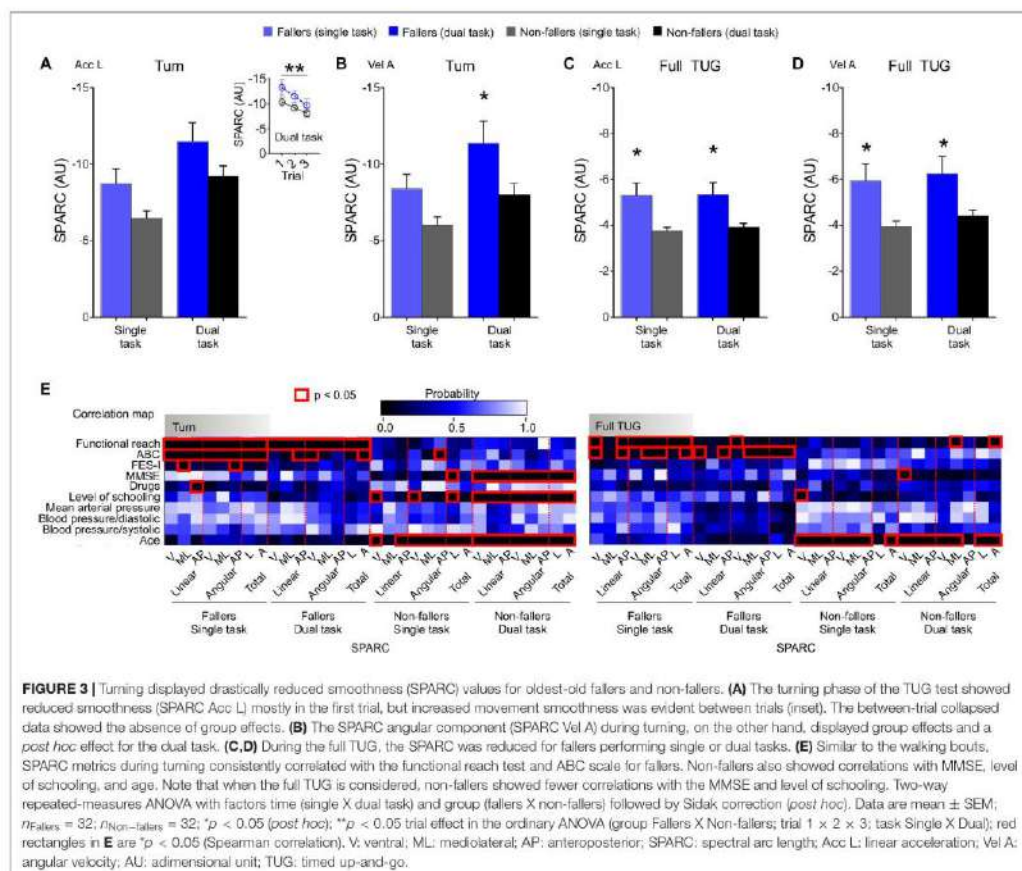
Fallers showed reduced smoothness (SPARC) while transitioning from “sit to stand” during the dual task. The final phase “turn to sit” was not affected by the task. This is expected since most participants stopped or reduced the vocalization of the weekdays in this phase of the dual task TUG (Supplementary Figure S3).

DISCUSSION

Here we described mobility smoothness during the TUG, a widely used test (Barry et al., 2014), applying robust and sensitive movement smoothness metrics (SPARC). This study supports the iTUG test in providing a smoothness mobility index, which may contribute to understanding functional mobility and falls in community-dwelling oldest-old. Fallers took longer to complete the test and exhibited reduced smoothness when performing the single and dual task TUG. In comparison to the traditional TUG test outcome (duration), mobility smoothness may reveal larger

between-group effect sizes between oldest-old with and without a history of falls. Moreover, this is the first study to highlight how the iTUG can provide valuable insights into the relation between mobility smoothness and time taken to move when performing different phases of a walking-based task. For instance, the time taken to complete the sit-to-stand phase of the TUG is different between fallers and non-fallers, whereas mobility smoothness showed no *post hoc* effect. Interestingly, during the turning and standing to sit phases, fallers and non-fallers did not differ regarding the time spent to complete these phases of the test, but mobility smoothness was drastically affected for participants with a history of falls. The movement smoothness also showed remarkable positive correlations with the ability to maintain stability during the functional reach test in the group of fallers. Additionally, there was a consistent correlation between SPARC metrics and age and less consistent relation with MMSE and the level of schooling in the non-fallers.

Dual task situations involve attention and other cognitive processes of importance to posture and locomotion (Bayot et al., 2018). However, the complexity of the TUG test was previously shown to add little value when assessing falls in



older adults (age ≈ 76 years) (Asai et al., 2018). Here, we reported similar findings for mobility smoothness as both fallers and non-fallers displayed reduced movement smoothness while performing the dual task TUG. Movement smoothness was noticeably low during turning in the dual task TUG, ranging up to -13 for fallers, a higher value when compared with previous reports of -5.5 for walking (Beck et al., 2018) or -6 for turning (Parkinson's disease; Pinto et al., 2019). Difficulties of turning while walking in the oldest-old are also evident in the adaptation pattern of mobility smoothness from the first to the third trial of the dual task. This may indicate the oldest-old adapt motor learning and behavior to overcome the difficulties experienced when turning while walking, for example, by using different movement strategies (Weiss et al., 2016). Interestingly, this adaptation was not noticeable in the traditional TUG duration outcomes, which were stable between trials. Turning involves approximately 40% of all the steps taken during the activities of daily living, depending on how

often certain activities are performed (Glaister et al., 2007), and sharp turns, such as the 180° turns during the TUG test, are energetically demanding (Justine et al., 2014). Altogether, these findings suggest the turning phase is a challenging situation for the oldest-old at risk of falls. This is in line with research showing older adults and stroke survivors have similar deficits when turning 90° under dual task conditions (Hollands et al., 2014). Together, the current findings contribute to consolidating the importance of turning assessment as a marker to explain falls in the oldest-old.

Similarly, standing up from a chair is a dynamic equilibrium task susceptible to age-related modifications (Mourey et al., 2000). When evaluating movement smoothness and time taken to transit from sit to stand together, we found an interesting behavior in fallers (Supplementary Figure S1). The cautious transition of fallers during the sit to stand phase may represent an attempt to control horizontal motion and increase movement smoothness to avoid falls (Mourey et al., 2000). By contrast,

while turning and transitioning from turn to sit, there was little difference between fallers and non-fallers in terms of time taken, but mobility smoothness was markedly different ($ES \approx 4.59$). These findings highlight the importance of evaluating mobility smoothness in addition to movement duration in the TUG test, with important implications for fall assessment.

Day-to-day gait speed and variability involve several factors and may be linked to different brain networks in vulnerable older adults (Lo et al., 2017). Falls risk may be missed if walking speed exceeds a threshold on a given day or a given trial after learning/performance effects on the TUG are seen. Our results support the concept of SPARC as a stable, robust, and sensitive measurement of movement smoothness regardless of movement speed and duration (Balasubramanian et al., 2012; Balasubramanian, 2015) likely able to identify falls risk regardless of speed ability on the day.

Indeed, increased speed of walking bouts between trials is not reflected in the SPARC outcomes. In addition, SPARC is ≈ 10 times less susceptible to signal-to-noise ratio artifacts (Balasubramanian et al., 2012; Balasubramanian, 2015), a particularly important point when analyzing accelerometric data, which are more prone to noise than kinematic data, for example. Furthermore, the mobility smoothness data from SPARC metrics in the TUG provide new insights into mobility, especially when considered concerning duration and speed, with a noteworthy power to distinguish between fallers and non-fallers. Altogether, the findings described here support the use of SPARC during the TUG test to evaluate age-related motor control decline and its association with a history of falls.

In addition, correlation maps suggest that further studies should address the association between mobility smoothness, a history of falls, and unhealthy habits such as physical inactivity and subsequent depressive symptoms (Jorgensen et al., 2002; Hollands et al., 2010; Schuch et al., 2016).

Finally, current data support using SPARC metrics in the iTUG is feasible and allow the test conduction outside of the lab, which might provide realistic data, since laboratory kinematic measurements (e.g., axial segment coordination) have failed in distinguishing a history of falls in stroke survivors (Hollands et al., 2010).

This study has some limitations. The convenience sample may have influenced the effect sizes of the SPARC metrics. While the process of determining the duration of each TUG test phase has been reliably conducted by the assessors in this research group, visual inspection of the signal may prove challenging for untrained assessors. Moreover, the ICC results suggest the SPARC outcomes are reliable, with the exception of the final TUG phase (turn and sit on the chair). This is probably due to the wide range of motor strategies adopted by the oldest-old during this TUG phase. For example, some participants stopped during the final part of the turn and, after a pause, sat. Others performed a combined turning and sitting movement or turned completely before sitting without a between-subphase pause. Overall, in the oldest-old, the signals from this TUG phase are challenging, even for trained experts, and are a matter for further research. Thus, the SPARC results in the "turn to sit on the chair" phase of the TUG should be interpreted with caution. Further studies should

compare data from the G-Walk software, manual detection (as performed here), and kinematics as the gold standard. In addition, while the retrospective analysis revealed SPARC is associated with history of falls, we do not know the extent to which it can be used to independently predict future falls. Thus, more research is necessary to assess the value of movement smoothness as a predictor of the likelihood of future falls.

CONCLUSION

This study characterized mobility smoothness in elderly subjects aged 85 and older during a functional mobility task involving different degrees of complexity. Using robust SPARC smoothness metrics, we identified important factors associated with a history of falls, namely, age, unsmooth movements, and performance in a functional reach task. We suggest including mobility smoothness measures in the iTUG to ensure movement quality is more fully assessed in the test. These findings provide a better understanding of functional mobility in the oldest-old and may be of importance when assessing the efficacy of fall prevention programs.

DATA AVAILABILITY STATEMENT

The datasets generated for this study are available on request to the corresponding author.

ETHICS STATEMENT

This study protocol was reviewed and approved by the Research Ethics Committee of the Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul. The participants provided their written informed consent to participate in this study.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

AF carried out the data collection, conceived and planned the experiments, analyzed the data, and contributed to the writing of the manuscript. GB designed the model framework, performed signal analyses, analyzed the data, and contributed to the writing of the manuscript. FB and AS carried out the data collection and reviewed the manuscript. RB contributed to implementation of the research and reviewed the manuscript. AP and KH conceived of the study design and reviewed the manuscript. RM conceived of the presented idea, supervised the findings, and wrote and reviewed the manuscript. All authors discussed the results and contributed to the final manuscript.

FUNDING

The Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior—Brasil (CAPES)—Finance Code 001 and the National Council for Scientific and Technological Development (CNPq)—Brazil—provide scholarships to support this investigation.

ACKNOWLEDGMENTS

We thank Clarissa Pedrini Schuch (Ph.D.) for acting as the second assessor in the detection of the TUG phases (ICC analysis).

SUPPLEMENTARY MATERIAL

The Supplementary Material for this article can be found online at: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphys.2020.00540/full#supplementary-material>

FIGURE S1 | Data analysis to extract the TUG task phases. The pitch (a) and yaw (b) angles were extracted from the IMU. (a) The pitch angle was used to detect the trunk flexion and extension, characteristic of the sit and the stand movements. These movements are depicted between the vertical lines 1a and 2a (sit to stand), and 3a and 4a (turn to sit), the trunk flexion is a decrease in the pitch angle and the trunk extension is an increase in the pitch angle. (b) Next, the yaw angle was used to detect the walk and the turn phases. Importantly, the yaw angle is also used to fine-tune the detection of the turn and sit on the chair phase (vertical line 3a in a) and to assist in the detection of the walk 1 phase. The walk 1 start frame (vertical line 1b) is set at the same index of the vertical line 2a (~200 frames in this example). The end of the walk 1 phase and the start of the turn phase is detected when the yaw angle starts to change (2b), the turn is considered from this point

REFERENCES

- Asai, T., Oshima, K., Fukumoto, Y., Yonezawa, Y., Matsuo, A., and Misu, S. (2018). Association of fall history with the timed up and go test score and the dual task cost: a cross-sectional study among independent community-dwelling older adults. *Epidemiol. Clin. Pract. Heal.* 18, 1189–1193. doi: 10.1111/ggi.13439
- Balasubramanian, S. (2015). On the analysis of movement smoothness. *J. Neuroeng. Rehabil.* 12, 1–11. doi: 10.1186/s12984-015-0090-9
- Balasubramanian, S., Melendez-Calderon, A., and Burdet, E. (2012). A robust and sensitive metric for quantifying movement smoothness. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 59, 2126–2136. doi: 10.1109/TBME.2011.2179545
- Barbosa, J. M. M., Prates, B. D. S. S., Gonçalves, C. F., Aquino, A. R., and Parentoni, A. N. (2008). Efeito da realização simultânea de tarefas cognitivas e motoras no desempenho funcional de idosos da comunidade. *Fisioter. Pesqui.* 15, 374–379. doi: 10.1590/S1809-29502008000400010
- Barry, E., Galvin, R., Keogh, C., Horgan, F., and Fahey, T. (2014). Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatrics* 14:14. doi: 10.1186/1471-2318-14-14
- Bayot, M., Dujardin, K., Tard, C., Defebvre, L., Bonnet, C. T., Allart, E., et al. (2018). The interaction between cognition and motor control: a theoretical framework for dual-task interference effects on posture, gait initiation, gait and turning. *Neurophysiol. Clin. Clin. Neurophysiol.* 48, 361–375. doi: 10.1016/j.neucli.2018.10.003
- Beck, Y., Herman, T., Brozgol, M., Giladi, N., Mirelman, A., and Hausdorff, J. M. (2018). SPARC: a new approach to quantifying gait smoothness in patients with Parkinson's disease. *J. Neuroeng. Rehabil.* 15, 1–9. doi: 10.1186/s12984-018-0398-3
- Bock, O. (2008). Dual-task costs while walking increase in old age for some, but not for other tasks: an experimental study of healthy young and elderly persons. *J. Neuroeng. Rehabil.* 5, 1–9. doi: 10.1186/1743-0003-5-27
- Brant, R. (2017). Hypothesis Testing: Two-Sample Inference-Estimation of Sample Size and Power for Comparing Two Means in Bernard Rosner's Fundamentals of Biostatistics. Available online at: <https://www.stat.ubc.ca/~rollin/stats/ssize/n2.html> (accessed March 20, 2017).
- Buckley, C., Galna, B., Rochester, L., and Mazzà, C. (2019). Upper body accelerations as a biomarker of gait impairment in the early stages of Parkinson's disease. *Gait Posture*. 71, 289–295. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.06.166

until a 180° change in the yaw angle occurred. This 180° turn is followed by another period of oscillatory yaw angle variation (from 3b to 4b; walk 2 phase). At this point in the visual inspection procedure, the evaluator searched for the final turn, which occurs before sitting and used this value (4b) to fine-tune the detection of the turn and sit on the chair phase (~1100 frames in this example; 3a in a).

FIGURE S2 | Statistical plan. This step-by-step plan illustrates the statistical choices and decisions.

FIGURE S3 | Fallers displayed reduced smoothness while standing from a chair or turning and sitting on the chair, but the latter displayed absence of task effect. (a,b) Fallers showed reduced smoothness (SPARC) while transitioning from the sitting to the standing position during the dual task. (c,d) The final TUG transition "turn-to-sit" was not affected by the task. (e) The representative spectral profile of a participant performing the "turn-to-sit" phase of the TUG task under single and dual task conditions. Note the mild SPARC values and the lack of noticeable difference between single and dual task. V: ventral; ML: mediolateral; AP: anteroposterior; SPARC: spectral arc length; Acc L: linear acceleration; Vel A: angular velocity; AU: adimensional unit; TUG: time up-and-go.

TABLE S1 | Reliability statistics: Two independent assessors determined the TUG phases detection in a random sub-sample (24 participants).

TABLE S2 | Three-way ordinary ANOVA summary. This was used as a first step to explore the dataset.

TABLE S3 | Significant correlations between SPARC, demographics, and functional variables.

- Deandrea, S., Lucenteforte, E., Bravi, F., Foschi, R., La Vecchia, C., and Negri, E. (2010). Risk factors for falls in community-dwelling older people. *Epidemiology* 21, 658–668. doi: 10.1097/EDE.0b013e3181e89905
- Fatori, C. D. O., Leite, C. F., Souza, L. A. P. S. D., and Patrizzi, L. J. (2015). Dual task and functional mobility of active elderly. *Rev. Bras. Geriatr. Gerontol.* 18, 29–37. doi: 10.1590/1809-9823.2015.13180
- Fernandez, N. B., Hars, M., Trombetti, A., and Vuilleumier, P. (2019). Age-related changes in attention control and their relationship with gait performance in older adults with high risk of falls. *Neuroimage* 189, 551–559. doi: 10.1016/j.neuroimage.2019.01.030
- Folstein, M. F., Folstein, S. E., and McHugh, P. R. (1975). "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J. Psychiatr. Res.* 12, 189–198.
- Glaister, B. C., Bernatz, G. C., Klute, G. K., and Orendurff, M. S. (2007). Video task analysis of turning during activities of daily living. *Gait Posture* 25, 289–294. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.04.003
- Harada, C. N., Natelson Love, M. C., and Triebel, K. L. (2013). Normal cognitive aging. *Clin. Geriatr. Med.* 29, 737–752. doi: 10.1016/j.cger.2013.07.002
- Hollands, K. L., Agnihotri, D., and Tyson, S. F. (2014). Effects of dual task on turning ability in stroke survivors and older adults. *Gait Posture* 40, 564–569. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.06.019
- Hollands, K. L., Hollands, M. A., Zietz, D., Wing, A. M., Wright, C., and Vliet, P. V. (2010). Kinematics of turning 180 during the timed up and go in stroke survivors with and without falls history. *Neurorehab. Neural. Re.* 24, 358–367. doi: 10.1177/1545968309348508
- Isho, T., and Usuda, S. (2016). Association of trunk control with mobility performance and accelerometry-based gait characteristics in hemiparetic patients with subacute stroke. *Gait Posture* 44, 89–93. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.11.011
- Jackson, K., Sample, R., and Bigelow, K. (2018). Use of an instrumented timed up and go (iTUG) for fall risk classification. *Phys. Occup. Ther. Geriatr.* 36, 354–365. doi: 10.1080/02703181.2018.1528325
- Jorgensen, L., Engstad, T., and Jacobsen, B. K. (2002). Higher incidence of falls in long-term stroke survivors than in population controls: depressive symptoms predict falls after stroke. *Stroke* 33, 542–547. doi: 10.1161/hs0202.102375
- Justine, M., Manaf, H., Sulaiman, A., Razi, S., and Alias, H. A. (2014). Sharp turning and corner turning: comparison of energy expenditure, gait parameters, and level of fatigue among community-dwelling elderly. *J. Biomed. Biotechnol.* 2014:640321. doi: 10.1155/2014/640321

- Kerr, A., Rafferty, D., Hollands, K. L., Barberd, M., and Granat, M. H. (2017). A technique to record the sedentary to walk movement during free living mobility: a comparison of healthy and stroke populations. *Gait Posture* 52, 233–236. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.11.046
- Kleiner, A. F. R., Pacifici, L., Vagnini, A., Camerota, F., Celletti, C., Stocchi, F., et al. (2018). Timed up and go evaluation with wearable devices: validation in Parkinson's disease. *J. Bodyw. Mov. Ther.* 22, 390–395. doi: 10.1016/j.jbmt.2017.07.006
- Lo, O. Y., Halko, M. A., Zhou, J., Harrison, R., Lipsitz, L. A., and Manor, B. (2017). Gait speed and gait variability are associated with different functional brain networks. *Front. Aging Neurosci.* 9:390. doi: 10.3389/fnagi.2017.00390
- Menz, H. B., Lord, S. R., and Fitzpatrick, R. C. (2003). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking are associated with risk of falling in community-dwelling older people. *J. Gerontol. A Biol.* 58, 446–452.
- Moe-Nilssen, R., and Helbostad, J. L. (2004). Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *J. Biomech.* 37, 121–126. doi: 10.1016/S0021-9290(03)00233-1
- Montero-Odasso, M., Muir, S. W., and Speechley, M. (2012). Dual-task complexity affects gait in people with mild cognitive impairment: The interplay between gait variability, dual tasking, and risk of falls. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 93, 293–299. doi: 10.1016/j.apmr.2011.08.026
- Mourey, F., Grishin, A., D'Athis, P., Pozzo, T., and Stapley, P. (2000). Standing up from a chair as a dynamic equilibrium task: A comparison between young and elderly subjects. *J. Gerontol. A Biol.* 55, 425–431. doi: 10.1093/gerona/55.9.B425
- O'Brien, M. K., Hidalgo-Araya, M. D., Mummidiysetty, C. K., Vallery, H., Gbaffari, R., Rogers, J. A., et al. (2019). Augmenting clinical outcome measures of gait and balance with a single inertial sensor in age-ranged healthy adults. *Sensors* 19:4537. doi: 10.3390/s19204537
- Pau, M., Corona, F., Pili, R., Casula, C., Guicciardi, M., Cossu, G., et al. (2018). Quantitative assessment of gait parameters in people with Parkinson's disease in laboratory and clinical setting: are the measures interchangeable? *Neurol. Int.* 10:7729. doi: 10.4081/ni.2018.7729
- Pickford, C. G., Findlow, A. H., Kerr, A., Banger, M., Clarke-Cornwell, A. M., Hollands, K. L., et al. (2019). Quantifying sit-to-stand and stand-to-sit transitions in free-living environments using the activPAL thigh-worn activity monitor. *Gait Posture* 73, 140–146. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.07.126
- Pinto, C., Schuch, C. P., Balbinot, G., Salazar, A. P., Hennig, E. M., Kleiner, A. F. R., et al. (2019). Movement smoothness during a functional mobility task in subjects with Parkinson's disease and freezing of gait - an analysis using inertial measurement units. *J. Neuroeng. Rehabil.* 16:110. doi: 10.1186/s12984-019-0579-8
- Podsiadlo, D., and Richardson, S. (1991). The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J. Am. Geriatr. Soc.* 39, 142–148.
- Powell, L. E., and Myers, A. M. (1995). The activities-specific balance confidence (ABC) scale. *J. Gerontol. A Biol.* 50, 28–34. doi: 10.1093/gerona/50a.1.m28
- Rubio Castañeda, F. J., Tomás Aznar, C., and Muro Baquero, C. (2017). Validity, reliability and associated factors of the international physical activity questionnaire adapted to elderly (IPAQ-E). *Rev. Esp. Salud. Publ.* 91:e201701004.
- Schuch, F. B., Vancampfort, D., Rosenbaum, S., Richards, J., Ward, P. B., Veronese, N., et al. (2016). Exercise for depression in older adults: a meta-analysis of randomized controlled trials adjusting for publication bias. *Rev. Bras. Psiquiatr.* 38, 247–254. doi: 10.1590/1516-4446-2016-1915
- Silva, R. J. M. D., Dias, S. M. S., and Piazza, L. (2017). Desempenho em atividades de simples e dupla tarefas de idosos institucionalizados que realizam e não realizam fisioterapia. *Fisioter. Pesqui.* 24, 149–156. doi: 10.1590/1809-2950/16610424022017
- Sunderaraman, P., Maitan, I., Kozlovski, T., Apa, Z., and Mirelman, A. (2019). Differential associations between distinct components of cognitive function and mobility: implications for understanding aging, turning and dual-task walking. *Front. Aging Neurosci.* 11:1–13. doi: 10.3389/fnagi.2019.00166
- Vervoort, D., Vuillerme, N., Kosse, N., Hortobágyi, T., and Lamothe, C. J. C. (2016). Multivariate analyses and classification of inertial sensor data to identify aging effects on the Timed-Up-and-Go Test. *PLoS One* 11:e0155984. doi: 10.1371/journal.pone.0155984
- Weiss, A., Herman, T., Plotnik, M., Brozgol, M., Giladi, N., and Hausdorff, J. M. (2011). An instrumented timed up and go: the added value of an accelerometer for identifying fall risk in idiopathic fallers. *Physiol. Meas.* 32, 2003–2018. doi: 10.1088/0967-3334/32/12/009
- Weiss, A., Mirelman, A., Buchman, A. S., Bennett, D. S., and Hausdorff, J. M. (2013). Using a body-fixed sensor to identify subclinical gait difficulties in older adults with IADL disability: maximizing the output of the timed up and go. *PLoS One* 8:e68885. doi: 10.1371/journal.pone.0068885
- Weiss, A., Mirelman, A., Giladi, N., Barnes, L. L., Bennett, D. A., Buchman, A. S., et al. (2016). Transition between the timed up and go turn to sit subtasks: is timing everything? *J. Am. Med. Dir. Assoc.* 17, 864.e9–864.e15. doi: 10.1016/j.jamda.2016.06.025
- Witchel, H. J., Oberdorfer, C., Needham, R., Healy, A., Westling, C. E. L., Guppy, J. H., et al. (2018). Thigh-derived inertial sensor metrics to assess the sit-to-stand and stand-to-sit transitions in the timed up and go (TUG) task for quantifying mobility impairment in multiple sclerosis. *Front. Neurol.* 9:684. doi: 10.3389/fneur.2018.00684
- Yardley, L., Beyer, N., Hauer, K., Kempen, G., Piot-Ziegler, C., and Todd, C. (2005). Development and initial validation of the falls efficacy scale-international (FES-I). *Age Ageing* 34, 614–619. doi: 10.1093/ageing/af1196
- Yesavage, J. A., Brink, T. L., Rose, T. L., Lum, O., Huang, V., Adey, M., et al. (1982). Development and validation of a geriatric depression screening scale: a preliminary report. *J. Psychiatr. Res.* 17, 37–49. doi: 10.1016/0022-3956(82)90033-4

Conflict of Interest: The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Copyright © 2020 Figueiredo, Balbinot, Brauner, Schiavo, Baptista, Fagnussat, Hollands and Mestriner. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

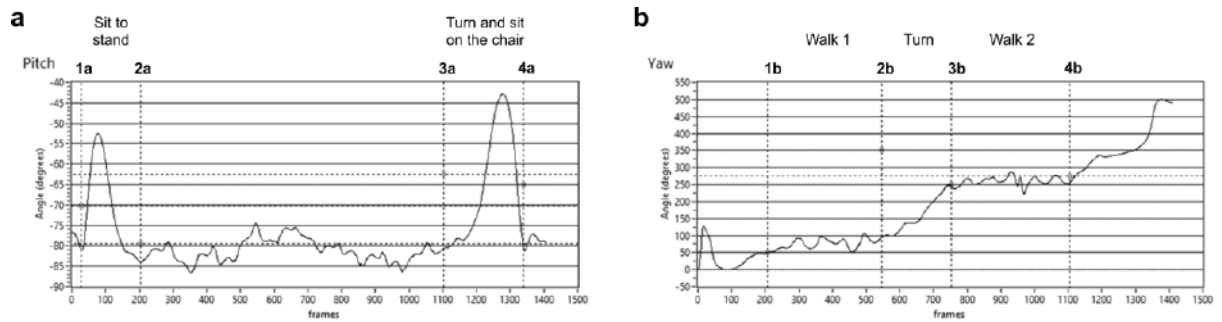


Image 2:

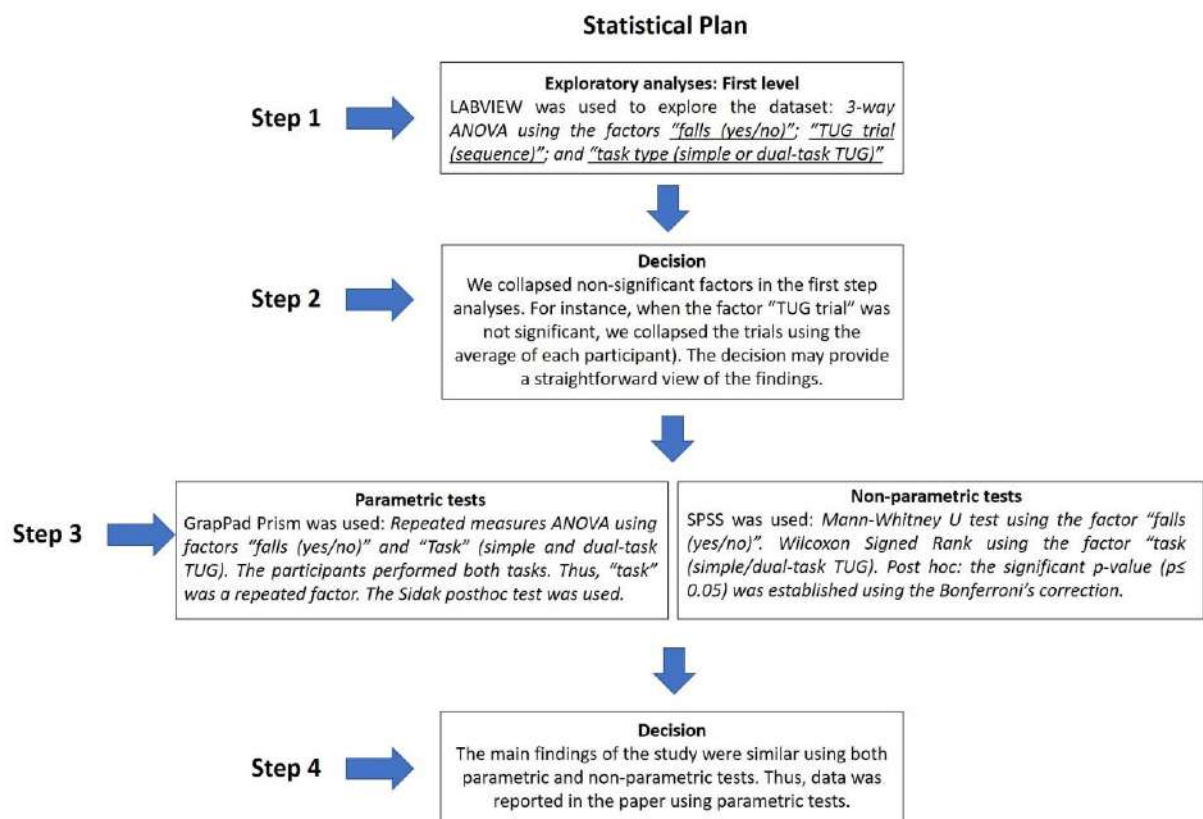
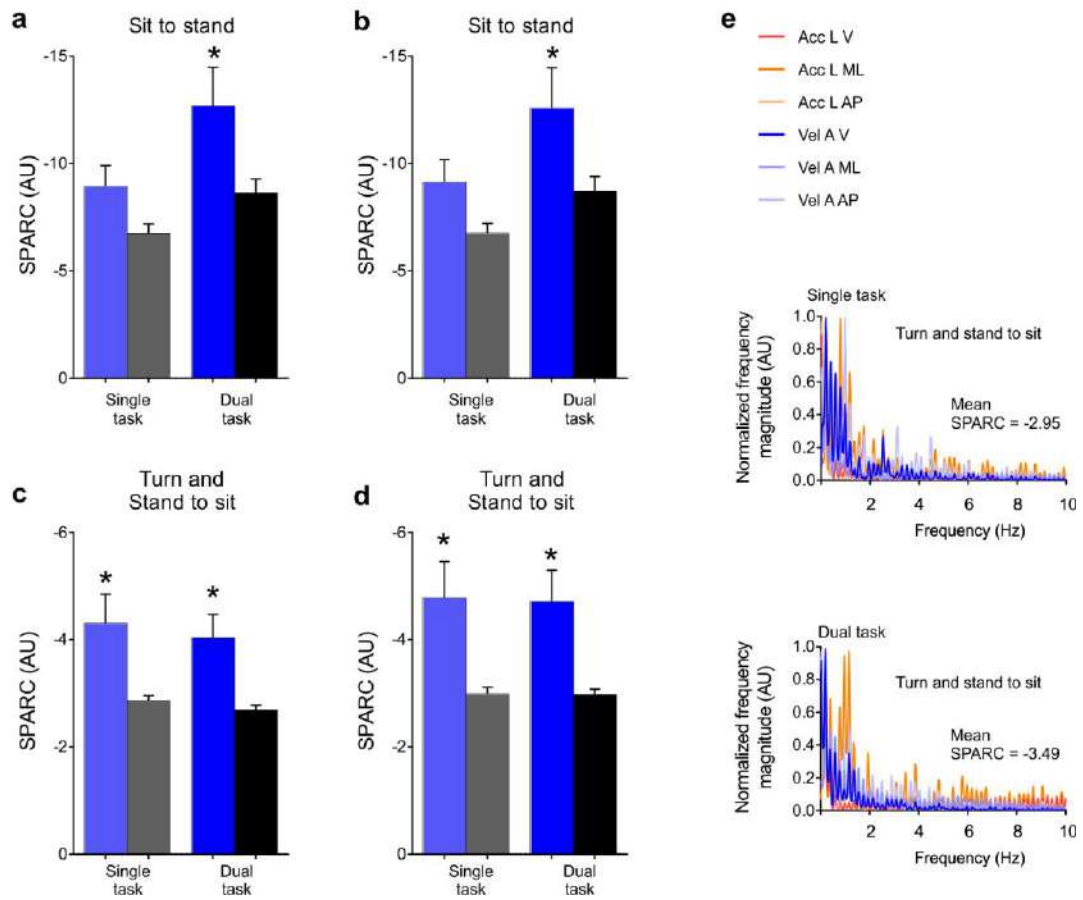


Image 3:

■ Fallers (single task) ■ Fallers (dual task) ■ Non-fallers (single task) ■ Non-fallers (dual task)



Supplementary Table 1. Reliability Statistics: Two independent assessors determined the TUG phases detection in a random sub-sample (24 participants).

Variable	Assessor 1		Assessor 2		Reliability			
	Mean	SD	Mean	SD	Cronbach's Alpha	Intraclass correlation	Lower bound	Upper bound
Speed and duration								
Walk 1 speed (m.s ⁻¹)	0.690	0.363	0.719	0.331	0.971	0.971*	0.933	0.988
Walk 2 speed (m.s ⁻¹)	0.830	0.371	0.842	0.402	0.948	0.948*	0.880	0.978
Walk 1 duration (s)	5.851	3.714	5.519	3.479	0.980	0.980*	0.955	0.992
Turn duration (s)	3.276	1.609	3.690	1.793	0.929	0.929*	0.835	0.969
Walk 2 duration (s)	4.990	3.631	4.910	3.467	0.970	0.970*	0.932	0.987
Sit to stand duration (s)	2.121	0.957	2.205	1.064	0.977	0.977*	0.947	0.990
Turn to sit duration (s)	2.766	1.214	3.586	2.199	0.676	0.676*	0.252	0.860
Full TUG duration (s)	19.005	9.376	19.909	10.744	0.990	0.990*	0.976	0.995
SPARC (Acc L)								
Walk 1 - SPARC Acc L	-9.584	4.966	-9.142	5.122	0.969	0.969*	0.927	0.986
Turn - SPARC Acc L	-6.009	2.309	-6.849	2.564	0.792	0.792*	0.519	0.910
Walk 2 - SPARC Acc L	-8.136	4.615	-8.283	4.111	0.946	0.946*	0.876	0.977
Sit to stand - SPARC Acc L	-3.033	1.066	-3.057	1.004	0.877	0.877*	0.715	0.947
Turn to sit - SPARC Acc L	-3.794	1.094	-4.630	2.570	0.436	0.436	-0.305	0.756
Full TUG - SPARC Acc L	-6.364	2.820	-6.572	3.420	0.970	0.970*	0.931	0.987
SPARC (Vel A)								
Walk 1 - SPARC Vel A	-9.444	4.759	-9.131	4.882	0.957	0.957*	0.902	0.982
Turn - SPARC Vel A	-4.977	2.426	-5.374	2.047	0.841	0.841*	0.634	0.931
Walk 2 - SPARC Vel A	-8.174	4.997	-8.276	4.764	0.970	0.970*	0.930	0.987
Sit to stand - SPARC Vel A	-3.200	1.207	-3.321	1.094	0.933	0.933*	0.845	0.971
Turn to sit - SPARC Vel A	-4.182	1.590	-5.308	2.681	0.701	0.701*	0.309	0.871
Full TUG - SPARC Vel A	-6.867	3.243	-6.903	3.513	0.993	0.993*	0.983	0.997

*p < 0.05. Two-way mixed-effects model where people effects are random and measures effects are fixed. This estimate is computed assuming the interaction effect is absent, because it is not estimable otherwise.

Supplementary Table 2. 3-way ordinary ANOVA summary. This was used as a first step to explore the dataset.

		Factors			Interactions			
		Falls	Trial	Task	Falls x Trial	Falls x Task	Trial x Task	Falls x Trial x Task
Walk 1 speed (m.s ⁻¹)	F	24.120	4.135	29.933	0.928	0.832	1.125	0.099
	p	0.000	0.017	0.000	0.396	0.362	0.326	0.906
Walk 2 speed (m.s ⁻¹)	F	19.157	6.583	42.358	0.149	2.576	0.923	0.053
	p	0.000	0.002	0.000	0.861	0.109	0.398	0.948
Walk 1 duration (s)	F	19.201	0.851	13.851	0.018	1.492	0.384	0.004
	p	0.000	0.428	0.000	0.982	0.223	0.681	0.996
Turn duration (s)	F	15.641	1.049	6.767	0.294	0.134	0.136	0.051
	p	0.000	0.351	0.010	0.746	0.714	0.873	0.950
Walk 2 duration (s)	F	16.415	2.070	19.369	0.252	0.517	0.777	0.061
	p	0.000	0.128	0.000	0.777	0.472	0.461	0.941
Sit to stand duration (s)	F	38.164	0.135	0.012	0.083	0.063	0.251	0.232
	p	0.000	0.874	0.913	0.920	0.801	0.778	0.793
Turn and stand to sit duration (s)	F	24.548	0.766	2.019	0.036	0.130	0.135	0.026
	p	0.000	0.466	0.156	0.964	0.718	0.874	0.974
Total duration (s)	F	24.193	1.119	9.748	0.037	0.317	0.351	0.027
	p	0.000	0.328	0.002	0.964	0.574	0.704	0.974
SPARC Acc L total - Sit to stand	F	22.328	0.930	18.192	0.103	1.898	0.538	0.004
	p	0.000	0.395	0.000	0.903	0.169	0.584	0.996
SPARC Vel A total - Sit to stand	F	20.661	0.871	15.163	0.015	1.159	0.363	0.014
	p	0.000	0.420	0.000	0.985	0.282	0.696	0.986
SPARC Acc L total - Walk 1	F	14.345	0.734	4.746	0.085	0.000	0.115	0.140
	p	0.000	0.481	0.030	0.919	0.997	0.891	0.869
SPARC Vel A total - Walk 1	F	20.730	0.734	7.114	0.403	0.170	0.037	0.036
	p	0.000	0.481	0.008	0.669	0.680	0.963	0.964
SPARC Acc L total - Turn	F	16.760	3.359	24.917	0.224	0.001	1.504	0.054
	p	0.000	0.036	0.000	0.799	0.978	0.224	0.948
SPARC Vel A total - Turn	F	23.119	2.261	17.349	0.278	0.728	0.674	0.144
	p	0.000	0.106	0.000	0.758	0.394	0.510	0.866
SPARC Acc L total - Walk 2	F	22.037	0.629	18.427	0.238	0.524	1.186	0.224
	p	0.000	0.533	0.000	0.788	0.470	0.306	0.799
SPARC Vel A total -Walk 2	F	25.358	0.489	5.368	0.128	0.599	0.043	0.060
	p	0.000	0.614	0.021	0.880	0.439	0.958	0.942
SPARC Acc L total - Turn and stand to sit	F	39.247	0.197	1.009	0.158	0.053	0.367	0.346
	p	0.000	0.822	0.316	0.854	0.819	0.693	0.708
SPARC Vel A total - Turn and stand to sit	F	38.505	0.204	0.020	0.178	0.009	0.079	0.082
	p	0.000	0.816	0.887	0.837	0.925	0.924	0.922
SPARC Acc L total - Full TUG	F	36.676	1.423	0.152	0.086	0.056	0.201	0.168
	p	0.000	0.242	0.696	0.917	0.813	0.818	0.845
SPARC Vel A total - Full TUG	F	33.133	0.708	1.347	0.037	0.058	0.129	0.012
	P	0.000	0.493	0.246	0.964	0.809	0.879	0.988

Significant main factors are in bold (with a light grey background). Exploratory 3-way ordinary ANOVA. $p < 0.05$.

Supplementary Table 3. Significant correlations between SPARC, demographics and functional variables.

Sit to stand	Fallers (single task)		Fallers (dual task)		Non-fallers (single task)		Non-fallers (dual task)				
	ρ	p	ρ	p	ρ	p	ρ	p			
ABC*SPARC Acc A ML	0.439	0.012	ABC*SPARC Acc A ML	0.471	0.007	Age*SPARC Acc A AP	-0.516	0.003	Age*SPARC Acc A AP	-0.498	0.004
ABC*SPARC Acc A Total	0.387	0.029	ABC*SPARC Acc A Total	0.430	0.014	Age*SPARC Acc A ML	-0.383	0.031	Age*SPARC Acc A ML	-0.478	0.006
ABC*SPARC Acc A V	0.455	0.009	ABC*SPARC Acc A V	0.436	0.013	Age*SPARC Acc A Total	-0.578	0.001	Age*SPARC Acc A Total	-0.527	0.002
ABC*SPARC Acc L AP	0.359	0.044	ABC*SPARC Acc L AP	0.445	0.011	Age*SPARC Acc A V	-0.623	0.000	Age*SPARC Acc A V	-0.522	0.002
ABC*SPARC Acc L Total	0.437	0.012	ABC*SPARC Acc L Total	0.440	0.012	Age*SPARC Acc L AP	-0.443	0.011	Age*SPARC Acc L AP	-0.578	0.001
ABC*SPARC Acc L V	0.360	0.043	ABC*SPARC Acc L Total	0.390	0.027	Age*SPARC Acc L ML	-0.391	0.027	Age*SPARC Acc L ML	-0.418	0.017
Drugs*SPARC Acc A V	-0.405	0.021	ABC*SPARC Acc L V	0.363	0.041	Age*SPARC Acc L Total	-0.388	0.038	Age*SPARC Acc L Total	-0.462	0.008
Drugs*SPARC Acc L AP	-0.356	0.039	Age*SPARC Acc A ML	-0.358	0.044	Age*SPARC Acc L V	-0.450	0.010	Age*SPARC Acc L V	-0.580	0.001
FES-I*SPARC Acc L ML	-0.382	0.031	Age*SPARC Acc A Total	-0.360	0.043	LS*SPARC Acc A AP	0.354	0.047	LS*SPARC Acc A AP	0.388	0.028
FR*SPARC Acc A AP	0.422	0.016	Age*SPARC Acc A V	-0.397	0.025	LS*SPARC Acc L V	0.378	0.033	LS*SPARC Acc A ML	0.403	0.022
FR*SPARC Acc A ML	0.393	0.026	Age*SPARC Acc L AP	-0.481	0.005				LS*SPARC Acc A Total	0.374	0.035
FR*SPARC Acc A Total	0.381	0.032	Age*SPARC Acc L ML	-0.392	0.026				LS*SPARC Acc L AP	0.396	0.025
FR*SPARC Acc A V	0.392	0.026	Age*SPARC Acc L Total	-0.372	0.036				LS*SPARC Acc L ML	0.383	0.031
FR*SPARC Acc L AP	0.361	0.043	Age*SPARC Acc L V	-0.422	0.016				LS*SPARC Acc L Total	0.371	0.036
FR*SPARC Acc L ML	0.403	0.022	FR*SPARC Acc A AP	0.435	0.013				LS*SPARC Acc L V	0.474	0.006
FR*SPARC Acc L Total	0.404	0.022	FR*SPARC Acc A ML	0.447	0.010				MMSE*SPARC Acc A AP	0.487	0.005
FR*SPARC Acc L V	0.410	0.020	FR*SPARC Acc A Total	0.449	0.010				MMSE*SPARC Acc A ML	0.499	0.004
			FR*SPARC Acc A V	0.452	0.009				MMSE*SPARC Acc A Total	0.480	0.005
			FR*SPARC Acc L AP	0.389	0.038				MMSE*SPARC Acc A V	0.457	0.009
			FR*SPARC Acc L ML	0.435	0.013				MMSE*SPARC Acc L AP	0.434	0.013
			FR*SPARC Acc L Total	0.411	0.019				MMSE*SPARC Acc L ML	0.419	0.017
			FR*SPARC Acc L V	0.466	0.007				MMSE*SPARC Acc L Total	0.464	0.007
			LS*SPARC Acc L V	0.381	0.032				MMSE*SPARC Acc L V	0.388	0.028
Walk 1	Fallers (single task)		Fallers (dual task)		Non-fallers (single task)		Non-fallers (dual task)				
	ρ	p	ρ	p	ρ	p	ρ	p			
ABC*SPARC Acc A Total	0.351	0.049	FR*SPARC Acc A Total	0.454	0.009	Age*SPARC Acc A AP	-0.531	0.002	Age*SPARC Acc A AP	-0.474	0.006
Drugs*SPARC Acc A Total	-0.367	0.039	FR*SPARC Acc A V	0.436	0.013	Age*SPARC Acc A ML	-0.534	0.002	Age*SPARC Acc A ML	-0.472	0.006
Drugs*SPARC Acc L AP	-0.370	0.037	FR*SPARC Acc L AP	0.411	0.019	Age*SPARC Acc A Total	-0.671	0.000	Age*SPARC Acc A Total	-0.574	0.001
FR*SPARC Acc A ML	0.395	0.025	FR*SPARC Acc L ML	0.389	0.038	Age*SPARC Acc A V	-0.600	0.000	Age*SPARC Acc A V	-0.455	0.009
FR*SPARC Acc A Total	0.438	0.012	FR*SPARC Acc L Total	0.519	0.002	Age*SPARC Acc L AP	-0.436	0.013	Age*SPARC Acc L AP	-0.584	0.000
FR*SPARC Acc A V	0.378	0.033	FR*SPARC Acc L V	0.542	0.001	Age*SPARC Acc L ML	-0.450	0.008	Age*SPARC Acc L Total	-0.462	0.008
FR*SPARC Acc L AP	0.447	0.010			Age*SPARC Acc L Total	-0.657	0.000	Age*SPARC Acc L V	-0.428	0.015	
FR*SPARC Acc L ML	0.404	0.022			Age*SPARC Acc L V	-0.486	0.005	LS*SPARC Acc A AP	0.448	0.010	
FR*SPARC Acc L V	0.418	0.017			FR*SPARC Acc A Total	0.459	0.008	LS*SPARC Acc A Total	0.403	0.022	
					FR*SPARC Acc L AP	0.359	0.044	LS*SPARC Acc A V	0.390	0.027	
					FR*SPARC Acc L Total	0.373	0.035	LS*SPARC Acc L ML	0.361	0.043	
					FR*SPARC Acc L V	0.396	0.025	LS*SPARC Acc L V	0.399	0.024	
					LS*SPARC Acc A AP	0.409	0.020	MMSE*SPARC Acc A AP	0.450	0.010	
					LS*SPARC Acc A ML	0.387	0.029	MMSE*SPARC Acc A ML	0.385	0.030	
					LS*SPARC Acc A Total	0.385	0.029	MMSE*SPARC Acc A V	0.453	0.009	
					LS*SPARC Acc A V	0.378	0.033	MMSE*SPARC Acc L AP	0.351	0.049	
					LS*SPARC Acc L ML	0.364	0.041	MMSE*SPARC Acc L ML	0.444	0.011	
					LS*SPARC Acc L V	0.377	0.034				
Turn	Fallers (single task)		Fallers (dual task)		Non-fallers (single task)		Non-fallers (dual task)				
	ρ	p	ρ	p	ρ	p	ρ	p			
ABC*SPARC Acc A AP	0.469	0.007	ABC*SPARC Acc A Total	0.373	0.035	ABC*SPARC Acc A AP	0.364	0.041	Age*SPARC Acc A AP	-0.597	0.000
ABC*SPARC Acc A ML	0.366	0.039	ABC*SPARC Acc A V	0.376	0.034	Age*SPARC Acc A AP	-0.509	0.003	Age*SPARC Acc A ML	-0.549	0.001
ABC*SPARC Acc A Total	0.468	0.007	ABC*SPARC Acc L AP	0.361	0.042	Age*SPARC Acc A ML	-0.456	0.009	Age*SPARC Acc A Total	-0.589	0.000
ABC*SPARC Acc A V	0.448	0.010	FR*SPARC Acc A AP	0.516	0.003	Age*SPARC Acc A Total	-0.610	0.000	Age*SPARC Acc A V	-0.602	0.000
ABC*SPARC Acc L AP	0.371	0.037	FR*SPARC Acc A ML	0.434	0.013	Age*SPARC Acc A V	-0.600	0.000	Age*SPARC Acc L AP	-0.551	0.001
ABC*SPARC Acc L ML	0.413	0.019	FR*SPARC Acc A Total	0.436	0.013	Age*SPARC Acc L AP	-0.477	0.006	Age*SPARC Acc L ML	-0.396	0.025
ABC*SPARC Acc L Total	0.412	0.019	FR*SPARC Acc A V	0.431	0.014	Age*SPARC Acc L Total	-0.428	0.015	Age*SPARC Acc L Total	-0.564	0.001
ABC*SPARC Acc L V	0.360	0.043	FR*SPARC Acc L AP	0.366	0.039	Age*SPARC Acc L V	-0.514	0.003	Age*SPARC Acc L V	-0.575	0.001
Drugs*SPARC Acc L AP	-0.356	0.046	FR*SPARC Acc L ML	0.396	0.025	LS*SPARC Acc A V	0.352	0.048	LS*SPARC Acc A AP	0.373	0.036
FES-I*SPARC Acc A AP	-0.398	0.024	FR*SPARC Acc L Total	0.413	0.019	LS*SPARC Acc A ML	0.490	0.004	LS*SPARC Acc A ML	0.365	0.040
FES-I*SPARC Acc L ML	-0.466	0.007	FR*SPARC Acc L V	0.477	0.006	LS*SPARC Acc L V	0.456	0.009	LS*SPARC Acc A Total	0.500	0.004
FR*SPARC Acc A AP	0.523	0.002			MMSE*SPARC Acc L Total	0.409	0.020	LS*SPARC Acc A V	0.436	0.013	
FR*SPARC Acc A ML	0.492	0.004						LS*SPARC Acc L AP	0.426	0.015	
FR*SPARC Acc A Total	0.556	0.001						LS*SPARC Acc L ML	0.369	0.038	
FR*SPARC Acc A V	0.541	0.001						LS*SPARC Acc L Total	0.440	0.012	
FR*SPARC Acc L AP	0.523	0.002						LS*SPARC Acc L V	0.402	0.023	
FR*SPARC Acc L ML	0.408	0.020						MMSE*SPARC Acc A AP	0.496	0.004	
FR*SPARC Acc L Total	0.458	0.008						MMSE*SPARC Acc A ML	0.472	0.006	
FR*SPARC Acc L V	0.522	0.002						MMSE*SPARC Acc A Total	0.522	0.002	
								MMSE*SPARC Acc A V	0.505	0.003	
								MMSE*SPARC Acc L AP	0.531	0.002	
								MMSE*SPARC Acc L ML	0.592	0.000	
								MMSE*SPARC Acc L Total	0.572	0.001	
								MMSE*SPARC Acc L V	0.454	0.009	
Walk 2	Fallers (single task)		Fallers (dual task)		Non-fallers (single task)		Non-fallers (dual task)				
	ρ	p	ρ	p	ρ	p	ρ	p			
ABC*SPARC Acc A AP	0.482	0.005	ABC*SPARC Acc A AP	0.392	0.026	Age*SPARC Acc A AP	-0.515	0.003	Age*SPARC Acc A AP	-0.605	0.000
ABC*SPARC Acc A ML	0.392	0.026	ABC*SPARC Acc A ML	0.399	0.024	Age*SPARC Acc A ML	-0.579	0.001	Age*SPARC Acc A ML	-0.571	0.001
ABC*SPARC Acc A Total	0.392	0.027	ABC*SPARC Acc A Total	0.481	0.005	Age*SPARC Acc A Total	-0.523	0.002	Age*SPARC Acc A Total	-0.571	0.001
ABC*SPARC Acc A V	0.465	0.007	ABC*SPARC Acc A V	0.438	0.012	Age*SPARC Acc A V	-0.506	0.003	Age*SPARC Acc A V	-0.537	0.002

ABC*SPARC Acc L AP	0.480	0.005	ABC*SPARC Acc L AP	0.412	0.019	Age*SPARC Acc L AP	-0.516	0.002	Age*SPARC Acc L AP	-0.449	0.010
ABC*SPARC Acc L Total	0.389	0.028	Age*SPARC Acc L AP	-0.350	0.049	Age*SPARC Acc L Total	-0.467	0.007	Age*SPARC Acc L ML	-0.370	0.037
Drugs*SPARC Acc A Total	-0.395	0.025	FR*SPARC Acc A ML	0.492	0.004	Age*SPARC Acc L V	-0.544	0.001	Age*SPARC Acc L Total	-0.467	0.007
Drugs*SPARC Acc A V	-0.357	0.045	FR*SPARC Acc A Total	0.399	0.024	FR*SPARC Acc L AP	0.353	0.048	Age*SPARC Acc L V	-0.536	0.002
Drugs*SPARC Acc L AP	-0.396	0.025	FR*SPARC Acc A V	0.401	0.023	LS*SPARC Acc A ML	0.403	0.022	LS*SPARC Acc A AP	0.416	0.018
FES-I*SPARC Acc A AP	-0.368	0.038	FR*SPARC Acc L AP	0.377	0.033	LS*SPARC Acc A Total	0.449	0.010	LS*SPARC Acc A ML	0.465	0.009
FES-I*SPARC Acc L ML	-0.438	0.012	FR*SPARC Acc L Total	0.550	0.001	LS*SPARC Acc A V	0.412	0.019	LS*SPARC Acc A Total	0.511	0.003
FR*SPARC Acc A ML	0.479	0.006	FR*SPARC Acc L V	0.413	0.019	LS*SPARC Acc L Total	0.390	0.027	LS*SPARC Acc A V	0.467	0.007
FR*SPARC Acc A Total	0.405	0.022	LS*SPARC Acc L ML	0.351	0.049	MMSE*SPARC Acc A AP	0.357	0.045	LS*SPARC Acc L AP	0.355	0.046
FR*SPARC Acc A V	0.368	0.038	LS*SPARC Acc L V	0.356	0.046	MMSE*SPARC Acc A Total	0.377	0.038	LS*SPARC Acc L ML	0.405	0.022
FR*SPARC Acc L Total	0.561	0.001			MMSE*SPARC Acc A V	0.364	0.041	LS*SPARC Acc L V	0.375	0.034	
								MMSE*SPARC Acc A AP	0.524	0.002	
								MMSE*SPARC Acc A ML	0.471	0.007	
								MMSE*SPARC Acc A Total	0.493	0.004	
								MMSE*SPARC Acc A V	0.570	0.001	
								MMSE*SPARC Acc L AP	0.570	0.001	
								MMSE*SPARC Acc L ML	0.480	0.005	
								MMSE*SPARC Acc L Total	0.435	0.013	
<hr/>											
Turn to sit	Fallers (single task)		Fallers (dual task)		Non-fallers (single task)		Non-fallers (dual task)				
	<u>p</u>	<u>p</u>	<u>p</u>	<u>p</u>	<u>p</u>	<u>p</u>	<u>p</u>	<u>p</u>	<u>p</u>	<u>p</u>	
ABC*SPARC Acc A AP	0.363	0.041	ABC*SPARC Acc A AP	0.355	0.046	LS*SPARC Acc A ML	0.582	0.000	SBP*SPARC Acc A V	-0.403	0.022
ABC*SPARC Acc A ML	0.436	0.013	ABC*SPARC Acc A V	0.459	0.008	LS*SPARC Acc A Total	0.448	0.010	FES-I*SPARC Acc A AP	0.354	0.047
ABC*SPARC Acc A V	0.381	0.031	Age*SPARC Acc A AP	-0.397	0.024	LS*SPARC Acc L AP	0.390	0.027	FES-I*SPARC Acc A ML	0.385	0.030
ABC*SPARC Acc L AP	0.354	0.047	Age*SPARC Acc A Total	-0.368	0.038	LS*SPARC Acc L Total	0.501	0.003	LS*SPARC Acc A ML	0.399	0.024
ABC*SPARC Acc L ML	0.394	0.026	Age*SPARC Acc A V	-0.360	0.043	LS*SPARC Acc L V	0.453	0.009	LS*SPARC Acc A V	0.367	0.039
Drugs*SPARC Acc A Total	-0.352	0.048	Age*SPARC Acc L AP	-0.482	0.005	MMSE*SPARC Acc A AP	0.404	0.022	MAP*SPARC Acc A V	-0.406	0.020
Drugs*SPARC Acc A V	-0.424	0.016	Drugs*SPARC Acc A V	-0.401	0.023	MMSE*SPARC Acc A ML	0.519	0.002			
Drugs*SPARC Acc L AP	-0.370	0.037	Drugs*SPARC Acc L V	-0.351	0.049	MMSE*SPARC Acc A Total	0.411	0.020			
FR*SPARC Acc A V	0.427	0.015	FR*SPARC Acc A V	0.401	0.023	MMSE*SPARC Acc L AP	0.355	0.046			
						MMSE*SPARC Acc L Total	0.386	0.029			
						MMSE*SPARC Acc L V	0.355	0.046			
<hr/>											
Full TUG	Fallers (single task)		Fallers (dual task)		Non-fallers (single task)		Non-fallers (dual task)				
	<u>p</u>	<u>p</u>	<u>p</u>	<u>p</u>	<u>p</u>	<u>p</u>	<u>p</u>	<u>p</u>	<u>p</u>	<u>p</u>	
ABC*SPARC Acc A AP	0.397	0.024	ABC*SPARC Acc A AP	0.398	0.024	Age*SPARC Acc A AP	-0.456	0.009	Age*SPARC Acc A ML	-0.430	0.014
ABC*SPARC Acc A ML	0.429	0.014	ABC*SPARC Acc A ML	0.474	0.006	Age*SPARC Acc A ML	-0.468	0.007	Age*SPARC Acc A Total	-0.475	0.006
ABC*SPARC Acc A Total	0.362	0.042	ABC*SPARC Acc A Total	0.412	0.019	Age*SPARC Acc A Total	-0.464	0.008	Age*SPARC Acc A V	-0.400	0.023
ABC*SPARC Acc L AP	0.460	0.008	ABC*SPARC Acc L AP	0.429	0.014	Age*SPARC Acc A V	-0.459	0.008	Age*SPARC Acc L AP	-0.399	0.024
ABC*SPARC Acc L ML	0.424	0.016	ABC*SPARC Acc L Total	0.424	0.016	Age*SPARC Acc L AP	-0.456	0.009	Age*SPARC Acc L ML	-0.454	0.009
FR*SPARC Acc A AP	0.370	0.037	ABC*SPARC Acc L V	0.453	0.009	Age*SPARC Acc L ML	-0.409	0.020	Age*SPARC Acc L Total	-0.417	0.018
<hr/>											
FR*SPARC Acc A ML	0.483	0.005	FR*SPARC Acc A V	0.359	0.044	Age*SPARC Acc L V	-0.571	0.001	Age*SPARC Acc L V	-0.475	0.006
FR*SPARC Acc A Total	0.491	0.004			LS*SPARC Acc L V	0.415	0.018	FR*SPARC Acc A ML	0.356	0.046	
FR*SPARC Acc A V	0.422	0.016						FR*SPARC Acc A Total	0.425	0.015	
FR*SPARC Acc L AP	0.409	0.020						FR*SPARC Acc L V	0.351	0.049	
FR*SPARC Acc L Total	0.490	0.004						MMSE*SPARC Acc L V			
FR*SPARC Acc L V	0.494	0.014									

Note: only significant correlations are shown (Spearman correlation, $p < 0.05$). FES-I: The Falls Efficacy Scale International; ABC: Activilise Specific Balance Confidence Scale; FR: Functional Reach test; MMSE: Mini-mental state examination; LS: Level of schooling; SBP: systolic blood pressure; MAP: mean arterial pressure.

6.2 ARTIGO 2

Manuscripts submitted to Journal of Gerontology: Medical Sciences



Journal of Gerontology: Medical Science

Combining movement smoothness and duration in the instrumented Timed-Up-and-Go (iTUG) test improves the prediction of falls in the oldest-old: a case-control study.

Journal:	<i>Journal of Gerontology: Medical Sciences</i>
Manuscript ID	Draft
Manuscript Type:	Research Article
Date Submitted by the Author:	n/a
Complete List of Authors:	Figueiredo, Anelise; Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Biomedical Gerontology Balbinot, Gustavo; University Health Network, KITE - Toronto Rehab Brauner, Fabiane ; Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Biomedical Gerontology Schiavo, Aniuska; Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Biomedical Gerontology Urbanetto, Matheus; Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Biomedical Gerontology Mestriner, Régis; Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Biomedical Gerontology
Keywords:	Falls, Motor Control, Gait
Alternate Keyword:	Spectral Arc Length


<http://mc.manuscriptcentral.com/jgms>

1
2
3
4 **Combining movement smoothness and duration in the instrumented Timed-Up-and-Go**
5 **(iTUG) test improves the prediction of falls in the oldest-old: a case-control study.**
6
7

8
9 Anelise Ineu Figueiredo^{1,2†}, Gustavo Balbinot^{2,3†}, Fabiane Oliveira Brauner^{1,2}, Aniuska
10
11 Schiavo^{1,2}, Matheus de Souza Urbanetto², Régis Gemerasca Mestriner^{1,2*}.
12
13
14

15
16 ¹ Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, PUCRS. Biomedical Gerontology
17
18 Program, School of Medicine, Porto Alegre, Brazil.
19

20
21 ² Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, PUCRS. Neuroplasticity and
22
23 Rehabilitation Research Group (NEUROPLAR), Porto Alegre, Brazil.
24

25
26 ³ KITE – Toronto Rehabilitation Institute, University Health Network, Toronto, ON, Canada.
27
28

29
30 † These authors contributed equally to this work.
31
32

33
34 ***Corresponding Author**

35
36 Régis Gemerasca Mestriner, PhD

37
38 e-mail: regis.mestriner@pucrs.br

39
40 Address: Av. Ipiranga, 6681 – Building 12 / Room 103.
41
42

43
44 Porto Alegre – RS, Brazil.

45
46 ZIP-code: 90619-900.

47
48 ResearchID: A-5911-2015.

49
50 ORCID: orcid.org/0000-0001-9837-1691
51
52

53
54 Main text word count: 4,732

55
56 Number of data elements: 4
57
58
59
60

Abstract

Background: Mobility smoothness assessed by the spectral arc length (SPARC) may reflect the complex biomechanical alterations that occur with aging and may help screening for falls in older adults. Here, we sought to explore whether smoothness of angular velocities of the trunk measured using SPARC metrics can predict a history of falls in the oldest-old with the instrumented timed-up-and-go (iTUG) test. **Methods:** A case-control study. The sample consisted of 64 oldest-old individuals who underwent the following assessments: clinical and sociodemographic questionnaire, Mini Mental State Examination (MMSE), Falls Efficacy-questionnaire International (FES-I), the Activities-specific Balance Confidence (ABC), Functional Reaching Test (FRT), and the iTUG test. We used an inertial measurement unit (IMU) to obtain trunk angular velocities from the IMU's gyroscope, which was used to calculate mobility smoothness (SPARC). **Results:** Combining SPARC and the duration of the iTUG task enhanced the prediction of a history of falls in oldest-old. The prediction using solely task duration or SPARC was overall lower in comparison with the combined measurement. Mobility smoothness around the medio-lateral axis of rotation (pitch: anteroposterior trunk movements) exhibited a relevant odds ratio in the regression models to predict a history of falls, particularly in the full iTUG, and in the walk 1 and walk 2 subphases of the task. **Conclusion:** This study provides evidence of enhanced prediction of history falls in oldest-old individuals by combining mobility smoothness and duration in the iTUG task.

Key-words: Falls, Motor control, Gait.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1. Introduction

Fall-related injuries account for two-thirds of deaths worldwide (1) and nearly 30 percent of all moderate to severe injuries in older adults (2). Every year, one in three people aged ≥ 65 and one in two aged ≥ 80 will experience a fall (3) that may result in fractures, functional decay, and institutionalization (4, 5).

Before enrolling individuals in fall-prevention programs, it is essential to develop tools capable of identifying the likelihood of falls (6). However, the widely used time-based functional mobility metrics, *e.g.* the traditional Timed-Up-and-Go (TUG) test, tends to detect the risk of falls at a late stage in older adults, when the time window available for fall prevention is potentially limited (7, 8). Despite this, the duration-based TUG is widely recommended in clinical practice when screening for falls (9, 10). The TUG test is feasible, quick to run, and requires minimal materials and setup, which allows this task to be easily adapted for screening individuals at home or in consulting rooms (11).

In recent years, inertial sensors have allowed movement assessment beyond the duration-related metrics, which includes the possibility of analyzing movement in the frequency domain (12, 13). When an inertial measurement unit (IMU) is donned during the TUG test, it is possible to extract 3-axial linear accelerations from the accelerometer and 3-axial angular velocities from the gyroscope. Using this paradigm, more specific information on movement quality during the test, such as smoothness, can be obtained (14, 15). While smoothness metrics were originally applied to discrete movements of the upper limb (16, 17), recent studies have proposed their use in continuous movements, *e.g.*, walking-based tasks (18-20).

Spectral arc length (SPARC) metrics have emerged as a new approach to quantifying gait/mobility smoothness in different populations (19-21). These measures have proven to be

1
2
3
4 sensitive, robust, and less influenced by the speed or duration of the task (15, 16, 22). When
5
6 quantifying mobility smoothness from an IMU located at the waist, close to the center of
7
8 mass, it is possible to understand the complex biomechanical pattern of mobility at the system
9
10 level. Hence, the addition of mobility smoothness metrics in the instrumented TUG test
11
12 (iTUG) assessment may provide useful information when screening for falls in older adults
13
14 (19). However, the capacity of SPARC metrics measured during the iTUG test in predicting
15
16 falls has not yet been determined.
17
18

19
20 In this study, we sought to assess whether mobility smoothness measured by the
21
22 SPARC metrics in the iTUG test can predict falls in the oldest-old. We hypothesized that
23
24 combining duration and mobility smoothness (SPARC) in the iTUG may increase the
25
26 predictive value of the test to detect falls in the oldest-old.
27
28

29 30 31 32 **2. Methods**

33 34 35 36 *2.1 Study Design, Setting, and Participants.*

37
38 This is a case-control study registered in the local Ethics Committee (under report
39
40 numbers 2,278,707 and 3,317,838). All participants signed the informed consent form and the
41
42 international guidelines for research involving humans were followed.
43
44
45
46

47
48 Recruitment and data collection occurred between December 2017 to June 2019 at
49
50 the participants' home. The oldest-old who had experienced falls (at least once) in the six
51
52 months before the study were considered a 'case' (faller) and their pairs who did not
53
54 experience falls in this period were considered 'controls' (non-fallers). A fall was defined as
55
56 an unexpected and unexplained event in which the individual inadvertently comes to lay on
57
58 the ground (23). We did not consider other types of falls to alleviate recall bias.
59
60

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Oldest-old with (n=32) and without (n=32) a self-reported history of falls were enrolled in the study by convenience. The inclusion criteria were: aged ≥ 85 years old; any gender; ability to walk independently (walking devices allowed); and the ability to understand the verbal commands to carry out the proposed assessment. We excluded participants who were uncertain about their history of falls; had been hospitalized for more than 7 days in the 3 months before the assessment; had a diagnosis of severe orthopedic, neurological, respiratory, cardiovascular, visual, or hearing diseases.

2.2 Procedures and variables of interest

Potential participants were contacted by phone and those who agreed to participate in the study received a home visit. During the visit, we applied the following assessments: clinical and sociodemographic questionnaire; Mini Mental State Examination (MMSE) (24); Activities Specific Balance Confidence Scale (ABC) (25); and Fall Effectiveness Scale - International (FES-I) (26). We also assessed the functional reach test (FRT), blood pressure, body mass index, and 3 trials of the iTUG test.

Prediction of falls occurrence was the main outcome, and the iTUG-related metrics were tested as potential predictors of falls. The other collected measures were considered as potential effect modifiers.

To perform the iTUG test, a standard armless chair (height = 43 cm) and a cross (30×30 cm) marked on the floor with tape were used. The participants were asked to stand up and walk as fast as possible after the verbal command “get up and go”. They changed from the sitting to standing position (sit-to-stand phase), walked forward 3 meters (walk 1 phase), performed a 180° turn around the cross (turn phase), returned walking 3 meters (walk 2 phase), and turned to sit in the same chair (stand-to-sit phase). During the iTUG test, the

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Oldest-old with (n=32) and without (n=32) a self-reported history of falls were enrolled in the study by convenience. The inclusion criteria were: aged ≥ 85 years old; any gender; ability to walk independently (walking devices allowed); and the ability to understand the verbal commands to carry out the proposed assessment. We excluded participants who were uncertain about their history of falls; had been hospitalized for more than 7 days in the 3 months before the assessment; had a diagnosis of severe orthopedic, neurological, respiratory, cardiovascular, visual, or hearing diseases.

2.2 Procedures and variables of interest

Potential participants were contacted by phone and those who agreed to participate in the study received a home visit. During the visit, we applied the following assessments: clinical and sociodemographic questionnaire; Mini Mental State Examination (MMSE) (24); Activities Specific Balance Confidence Scale (ABC) (25); and Fall Effectiveness Scale - International (FES-I) (26). We also assessed the functional reach test (FRT), blood pressure, body mass index, and 3 trials of the iTUG test.

Prediction of falls occurrence was the main outcome, and the iTUG-related metrics were tested as potential predictors of falls. The other collected measures were considered as potential effect modifiers.

To perform the iTUG test, a standard armless chair (height = 43 cm) and a cross (30×30 cm) marked on the floor with tape were used. The participants were asked to stand up and walk as fast as possible after the verbal command “get up and go”. They changed from the sitting to standing position (sit-to-stand phase), walked forward 3 meters (walk 1 phase), performed a 180° turn around the cross (turn phase), returned walking 3 meters (walk 2 phase), and turned to sit in the same chair (stand-to-sit phase). During the iTUG test, the

1
2
3
4 oldest-old wore an IMU (G-Walk[®], BTS Bioengineering, MA, United States), positioned
5
6 between the L5 and S1 vertebrae using an elastic belt provided by the manufacturer (19, 27).
7
8 The IMU device, incorporating a triaxial accelerometer and gyroscope, is Bluetooth
9 compatible with a sampling rate of 100 Hz. The angular velocities were acquired in the
10 vertical (V, yaw; SPARC yaw), medio-lateral (ML, pitch; SPARC pitch), and anteroposterior
11 (AP, roll; SPARC roll) axes. The angular velocity raw data were extracted using the G-
12 sensor[®] software and exported in ASCII format.
13
14
15
16
17
18

19
20 Mobility smoothness was estimated using the SPARC metrics (18, 28). The
21 algorithm was optimized following the recent recommendations for estimating SPARC from
22 IMUs (15). We used the 3 calibrated angular velocities (yaw, roll, and pitch) (in / s) from the
23 IMU gyroscope data, mean subtractions were used to remove the direct current (DC)
24 components from the raw angular velocity data. We also implemented a windowing procedure
25 to reduce the effects of long, continuous data windows - very long windows may increase the
26 fast Fourier transform (FFT) resolution and the signal frequency complexity, respectively,
27 which can induce a duration effect on SPARC calculation (19). Thus, we used a conservative
28 non-overlapping window size of 3 seconds (300 frames). If the last window was less than 3
29 seconds, it was automatically zero-padded to 300 frames. Each cropped window was zero-
30 padded to double the FFT frequency resolution, after which SPARC was calculated. For
31 SPARC calculation, the high frequencies not involved in pathological gait were removed
32 when applying the limits of integration (lower bound = 0; upper bound = 10 Hz) (16). A fixed
33 upper bound of 10 (ω_c : adaptive cut-off frequency) was chosen based on the presence of
34 higher frequencies in pathological gaits, such as Parkinson's disease (28). Also, we refrained
35 from using the 0.05 threshold to detect ω_c because it was intended for point-to-point reaching.
36 Further development must determine the optimum threshold to detect ω_c in IMU-based
37 SPARC calculation of continuous movements.
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

The SPARC [$\lambda_5^v(\mathbf{V})$] was determined for each 3-second window and the average of all SPARC windows contained in the iTUG trial was calculated.

$$\lambda_5^v(\mathbf{V}) \triangleq - \int_0^{\omega_c} \sqrt{\left[\left(\frac{1}{\omega_c}\right)^2 + \left(\frac{d\widehat{V}(\omega)}{d\omega}\right)^2\right]} d\omega \quad \text{Equation (1)}$$

$$\widehat{V}(\omega) = \frac{V(\omega)}{V(0)}, \quad V(\omega) = |\mathcal{F}(\|\mathbf{V}(t)\|_2)|$$

where $V(t)$ represents the velocity (angular) of a movement in the time domain, $\mathcal{F}(\bullet)$ is the Fourier transform operator, ω_c is an adaptive cut-off frequency (see Melendez-Calderon et al. (15) for details).

Movement arrest periods may increase the complexity of the frequency composition, which is captured by the SPARC analysis. Because of the negative sign in (1), lower SPARC values indicate less movement smoothness (increased frequency domain complexity). Spectral analysis metrics followed the assumption that unsmooth movements are more complex in terms of their frequency composition. In other words, lower SPARC values indicate less movement smoothness (29).

Potential sources of bias were controlled by minimizing the influence of the task duration on SPARC metrics, following the above-mentioned procedure. Potential recall bias regarding the history of falls (exposure assessment bias) was minimized by confirming fall occurrence with the participants at least twice and by checking the information with relatives and/or caregivers.

2.3 Sample size

The sample size was based on the study from Figueiredo et al. (19). The online resource from the University of British Columbia (31) was used to calculate the sample size.

1
2
3
4 Adopting a power of 80% and an alpha of 0.05 the sample was set at 64 oldest-old, 32 cases,
5
6 and 32 controls.
7
8

9 10 11 *2.4 Quantitative variables* 12 13 14 15

16 Quantitative variables were measured as described above and registered in a
17 spreadsheet. The SPARC roll, pitch, and yaw were analyzed in the full iTUG and test
18 subphases. However, SPARC standard deviation (SD) metrics were compared only for the
19 full iTUG test to prevent duration bias (<3 sec) in the shorter test subphases. All the collected
20 data were double-checked independently by two researchers. Doubts were resolved by
21 consensus.
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31

32 *2.5 Statistical Methods* 33 34 35

36 Continuous variables are shown as mean and standard deviation while categoric
37 variables are presented using frequencies. Bivariate binary logistic regression (falls as the
38 dependent variable vs an independent predictor) was applied to find the most relevant factors
39 to include in the multivariate binary logistic regression. To prevent multicollinearity, all the
40 multivariate analyses included only uncorrelated/weakly correlated independent variables –
41 tested using Spearman's correlation rank. When a between-variable correlation was found, we
42 selected the variable exhibiting the lowest p-value in the bivariate analysis. This is the reason
43 independent multivariate analyses were performed for each iTUG test subphase. The Receiver
44 Operating Characteristic Curve (ROC curve) was used to identify the cut-off points for the
45 significant predictors. The independent t-test was used to compare the gain of each
46 multivariate model in terms of the ability to predict falls and identify the characteristics of the
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3
4 participants for whom the model was able to predict a history of falls with a probability higher
5
6 than 80%. Significance was set at $\alpha < 0.05$ and statistical analyses were performed in the
7
8 Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) version 22.0.
9
10

11 12 13 **3. Results** 14 15

16
17
18 A total of 90 potentially eligible participants were invited to take part in this study.
19
20 84 were examined for eligibility and 64 were included. The reasons for exclusions were:
21
22 medical diagnosis of severe orthopedic, cardiovascular, or visual diseases; uncertainty
23
24 regarding the history of falls (information obtained with the participant and their
25
26 relatives/caregivers did not match). Six eligible participants declined to participate in the
27
28 study. All the 64 included participants were analyzed (no missing data occurred in this case-
29
30 control study).
31
32

33
34 The participants were aged 89 years (85 to 101 years old), and most were female
35
36 (81,25%). Age, gender, ethnicity, years of schooling, body mass index, polypharmacy, blood
37
38 pressure, marital status, and self-reported smoking and drinking did not differ between fallers
39
40 and non-fallers. The sample characteristics are shown in Table 1.
41
42

43
44 The bivariate analysis showed SPARC pitch (OR: 10.27, $p=0.003$), SPARC yaw SD
45
46 (OR: 0.21, $p=0.04$) and test time (OR: 1.10, $p=0.02$) differed among case and control groups
47
48 in the full iTUG. The SPARC metrics did not differ between case and controls in both sit-to-
49
50 stand and turn (180° degree turn) phases of the iTUG. SPARC pitch was also different
51
52 between fallers and non-fallers in Walk 1 (OR: 3.07, $p=0.03$) and Walk 2 (OR: 3.18, $p=0.04$)
53
54 test phases. Finally, SPARC yaw was significant in the stand-to-sit subphase (OR: 0.04,
55
56 $p=0.01$). The bivariate analyses are shown in Table 1.
57
58
59
60

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Independent multivariate logistic regressions are shown in Table 2. SPARC pitch (OR: 4.90, $p=0.04$) and test duration (OR: 1.11, $p=0.02$) were the most relevant independent variables in the full iTUG regression model to predict falls. Overall, the model combining SPARC and test duration provided the best predictive value when compared with the prediction obtained in SPARC or duration-only multivariate models (Table 3).

Concerning the characteristics of the participants for whom the model was able to predict a history of falls with a probability higher than 80%, the obtained model best-predicted falls in the participants that were older, presented lower MMSE scores, and fewer years of formal schooling (Supplementary Table 1).

Finally, we performed a ROC curve analysis that revealed SPARC pitch, SPARC yaw SD, and iTUG duration in full iTUG test were significant predictors of history of falls. Regarding the iTUG subphases, SPARC pitch in the Walk 1 and Walk 2 phases, and SPARC yaw in the stand-to-sit phase were also able to predict falls. However, SPARC metrics failed to reach sensitivity and specificity higher than 70% in a single cut-off point. Duration in the full iTUG test provided the most balanced cut-off points to predict falls in the studied sample (Supplementary Table 2).

4. Discussion

In this study, we sought to address whether mobility smoothness measured in the frequency-domain using the SPARC metrics could predict falls in the oldest-old during a mobility test (iTUG). Our findings confirmed that combining SPARC metrics and the full iTUG test duration enhances the prediction of falls in the oldest-old when compared with duration or SPARC-only models. The full iTUG regression model including test duration, SPARC pitch and yaw SD metrics showed 154.54% better predictive capacity in comparison

1
2
3
4 with the duration-only model (28% vs 11%). Similarly, the SPARC-only model did not
5 exhibit any substantial advantage in predicting falls in the studied sample when compared
6 with the duration-only model (12% vs 11%). These findings agree with the literature
7 suggesting both duration and movement smoothness are important factors to determine the
8 task performance (19, 32).
9
10
11
12
13
14
15

16 A few studies have applied accelerometry-based metrics of mobility smoothness by
17 extracting rotational data in the pitch, roll, and yaw directions to calculate mobility
18 smoothness (20, 28). Our findings indicate the most relevant smoothness metrics to predict
19 falls in the oldest-old is in the pitch component – which is related to movement arrest periods
20 in the anteroposterior direction (around the medio-lateral axis of rotation; Figure 1). This
21 agrees with the reduced smoothness found in this component during most of the iTUG phases
22 (Walk 1, Walk 2, and full iTUG) in the present study. Oscillations of the pitch angle refer to
23 the body displacement in the anteroposterior direction and to the quality of trunk control (20,
24 33), which are important for balance and axial stability while walking (34). Moreover, a
25 recent study revealed severely impaired stroke survivors exhibited highly variable movement
26 smoothness in a walking-based test. The authors show SPARC scores correlated with those of
27 lower limb spasticity (20). This finding is interesting because lower limb spasticity can trigger
28 trunk oscillation as a compensatory walking mechanism in stroke survivors, therefore, leading
29 to walking instability and a high risk of falls (35). Postural instabilities also contribute to
30 increasing falls in Parkinson's Disease (36). These individuals typically exhibit reduced
31 mobility smoothness in the full iTUG test duration, 180° turn, and stand-to-sit phases in
32 comparison with their paired-matched controls (28). A previous case-control study from our
33 research group also suggests oldest-old fallers exhibit an unsmooth-based motor strategy
34 during the iTUG test (19). Altogether, the current findings agree with the literature and
35 highlight the role of SPARC as a potential marker to screen for unsmooth mobility and falls.
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

While combining SPARC metrics with duration in the regression model provided an exciting improvement in the capacity of the iTUG to predict falls, the obtained model is far from ideal. Falls are multifactorial and a single balance and/or mobility test will rarely show high predictive capacity to identify potential fallers (37, 38). A previous systematic review demonstrated the time-based TUG test has limited ability to predict falls in older adults and recommended the test should be complemented by additional tests (11). Nevertheless, the TUG test is a feasible and widely used screening tool in the context of the routine of geriatric/gerontologic evaluation (39, 40). Hence, adding SPARC pitch and yaw SD to the iTUG test duration can provide a substantial increase in the ability to predict falls.

This research focused on the oldest-old due to their higher tendency to suffer falls (41, 42) and because they constitute one of the most challenging populational groups to predict falls using a limited source of predictors. As people get older, their functional ability tends to deteriorate, particularly for those aged 85 years and over (43). Moreover, the oldest-old are typically underrepresented in falling-centered investigations – most of the studies include participants from 65 to 79 years old (44, 45) – due to difficulties in recruitment, adherence, and controlling potential confounders (46). In our sample, both case and controls exhibited results in the full iTUG duration higher than 13.5 seconds, which means both groups were at higher risk of falling using this traditional cut-off value (47). The non-fallers might have reduced their exposure to daily situations that increase the odds of falling, e.g., only walking limited distances, using adequate shoes, having a constant caregiver presence, and avoiding irregular flooring or environments with high cognitive-motor demands. As a result, the differences found between fallers and non-fallers may be underestimated. Even so, adding SPARC metrics in the regression model increased its performance to detect falls.

Unfortunately, the study failed to obtain an ideal cut-off value with both sensibility and specificity higher than 70%. The finding is not exactly unexpected because SPARC

1
2
3
4 metrics are more likely to be influenced by movement subcomponents and the motor
5 strategies adopted by each individual, being less scalable than the iTUG duration.
6
7 Furthermore, the framework to obtain the SPARC metrics in continuous movements warrants
8 further refinement. Although the SPARC metric was created for discrete point-to-point
9 reaching tasks with excellent ability to deal with duration effects, the analysis of continuous
10 movements extracted from IMUs is still under development. The influence of duration in
11 smoothness calculations may hamper the interpretation of the specific effects of smoothness
12 and duration. As such, reduced smoothness may be strongly correlated with the test duration,
13 as previously reported (28). In this study, we optimized the SPARC calculation for continuous
14 movements using a windowing procedure. It was evident that several components of SPARC
15 were independent of test duration. Using this optimized analysis, we were able to show that
16 fallers tend to increase the time taken to complete the iTUG test to maintain mobility
17 smoothness. In the previous research from our group involving the oldest-old, the reported
18 SPARC outcomes were still affected by the abovementioned effects of duration (19). This fact
19 reinforces the need for further development in signal processing to obtain duration-
20 independent SPARC metrics when using IMUs to analyze smoothness of continuous
21 movements. In the future, we expect the calculation of SPARC metrics could be standardized
22 by consensus and adjusted to provide more accurately scalable results in the iTUG test.
23
24 Anyway, this study provides a first suggestion of cut-off points with good sensibility or
25 specificity to predict falls in the oldest-old and may contribute to moving the field forward.
26
27

28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
The characteristics of the participants for whom the model was able to predict a history of falls with a probability higher than 80% included the more aged - who exhibited lower scores in MMSE and fewer years of schooling. Although this group was small, this finding suggests the regression model was more likely to predict falls in people presenting these three well-known risk factors (41, 48, 49).

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

One of the main study limitations is the convenience sample, which may reduce the external validity of our data. Although 81% of the sample were female and 89% were self-declared white and 72% were widow/single, this profile is compatible with the oldest-old population living in the south of Brazil (50). Another issue may be the natural recall-bias existent in case-control studies based on self-reported conditions. Despite all the efforts to minimize bias, we cannot exclude some mismatching in both case and control participants, which may have influenced the obtained results. Finally, the existence of correlation among several variables of interest introduced difficulty to enter data in the regression models without generating multicollinearity. To overcome the situation, we analyzed regressions including only uncorrelated variables, which limited the number of independent predictors in the models.

Overall, to the best of our knowledge, this is the first study to show combined effects of mobility smoothness and time taken to complete the iTUG task in predicting falls in the oldest-old. This is of great significance in the fields of geriatrics, gerontology, and motor control as we could add a movement quality outcome in the traditional duration-based iTUG test. Further studies including a wider range of ages and behavioral profiles in the sample are required to obtain definitive results regarding SPARC ability to detect falls in older adults. Nonetheless, the current findings encourage using both duration and smoothness-based outcomes in the iTUG test

5. Conclusion

This study suggests that combining functional mobility smoothness and duration enhances the prediction of falls, while further prospective studies are encouraged to establish accurate cut-off values of SPARC metrics to predict falls in the oldest-old.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Credit authorship contribution statement

AF carried out the data collection, conceived and planned the experiments, and contributed to the writing of the manuscript. GB designed the model framework, performed signal analyses, analyzed the data, and contributed to the writing of the manuscript. FB, AS and MSU carried out the data collection, contributed to the writing of the manuscript. RM conceived of the presented idea, analyzed the data, wrote, and reviewed the manuscript. All authors discussed the results and contributed to the final version of the manuscript.

Funding

This work was supported by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) (Finance Code 001), the National Council for Scientific and Technological Development (CNPq) and Research Support Foundation of the State of Rio Grande do Sul (FAPERGS) – Brazil (FAPERGS/MS/CNPq 08/2020 - PPSUS).

Conflict of Interest

The authors declare that the research has no commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

References

1. Burns E, Kakara R. Deaths from Falls Among Persons Aged ≥ 65 Years — United States, 2007–2016. *MMWR Morb Mortal Wkly Rep.* 2018;67(18):509-514.

- 1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
- doi:10.15585/mmwr.mm6718a1
2. Sterling DA, O'Connor JA, Bonadies J. Geriatric falls: Injury severity is high and disproportionate to mechanism. *J Trauma - Inj Infect Crit Care*. 2001;50(1):116-119. doi:10.1097/00005373-200101000-00021
3. Phelan EA, Ritchey K. In the clinic® fall prevention in community-dwelling older adults. *Ann Intern Med*. 2018;169(11):ITC81-ITC96. doi:10.7326/AITC201812040
4. Gálvez-Barrón C, Formiga F, Miñarro A, et al. Pain and recurrent falls in the older and oldest-old non-institutionalized population. *BMC Geriatr*. 2020;20(1):15. doi:10.1186/s12877-020-1412-8
5. Li K, Xu W, Hu B, Shan Q, Liu L, Cao J. The modified Healthy Aging Index is associated with mobility limitations and falls in a community-based sample of oldest old. *Aging Clin Exp Res*. 2021;33(3):555-562. doi:10.1007/s40520-020-01560-w
6. Lusardi MM, Fritz S, Middleton A, et al. *Determining Risk of Falls in Community Dwelling Older Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis Using Posttest Probability*. Vol 40.; 2017. doi:10.1519/JPT.0000000000000099
7. Kojima G, Masud T, Kendrick D, et al. Does the timed up and go test predict future falls among British community-dwelling older people? Prospective cohort study nested within a randomised controlled trial. *BMC Geriatr*. 2015;15(1):1-7. doi:10.1186/s12877-015-0039-7
8. Yamada S, Aoyagi Y, Yamamoto K, Ishikawa M. Quantitative evaluation of gait disturbance on an instrumented timed up-and-go test. *Aging Dis*. 2019;10(1):23-36. doi:10.14336/AD.2018.0426
9. Tinetti ME. Preventing Falls in Elderly Persons. *N Engl J Med*. 2003;348(1):42-49.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

doi:10.1056/nejmcp020719

10. Yeung TSM, Wessel J, Stratford P, Macdermid J. The timed up and go test for use on an inpatient orthopaedic rehabilitation ward. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008;38(7):410-417. doi:10.2519/jospt.2008.2657
11. Barry E, Galvin R, Keogh C, Horgan F, Fahey T. Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: A systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatr.* 2014;14(1). doi:10.1186/1471-2318-14-14
12. Montero-Odasso M, Almeida QJ, Bherer L, et al. Consensus on shared measures of mobility and cognition: From the Canadian Consortium on Neurodegeneration in Aging (CCNA). *Journals Gerontol - Ser A Biol Sci Med Sci.* 2019;74(6):897-909. doi:10.1093/gerona/gly148
13. Pau M, Mulas I, Putzu V, et al. Smoothness of gait in healthy and cognitively impaired individuals: A study on Italian elderly using wearable inertial sensor. *Sensors (Switzerland).* 2020;20(12):1-14. doi:10.3390/s20123577
14. Lowry KA, Sebastian K, Perera S, Van Swearingen J, Smiley-Oyen AL. Age-Related Differences in Locomotor Strategies During Adaptive Walking. *J Mot Behav.* 2017;49(4):435-440. doi:10.1080/00222895.2016.1241742
15. Melendez-Calderon A, Shirota C, Balasubramanian S. Estimating Movement Smoothness From Inertial Measurement Units. *Front Bioeng Biotechnol.* 2021;8(January):1-16. doi:10.3389/fbioe.2020.558771
16. Balasubramanian S, Melendez-Calderon A, Roby-Brami A, Burdet E. On the analysis of movement smoothness. *J Neuroeng Rehabil.* 2015;12(1):1-11. doi:10.1186/s12984-015-0090-9

- 1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
17. Leban B, Cimolin V, Porta M, et al. Age-Related Changes in Smoothness of Gait of Healthy Children and Early Adolescents. *J Mot Behav.* 2020;52(6):694-702. doi:10.1080/00222895.2019.1680949
 18. Beck Y, Herman T, Brozgol M, Giladi N, Mirelman A, Hausdorff JM. SPARC: A new approach to quantifying gait smoothness in patients with Parkinson's disease. *J Neuroeng Rehabil.* 2018;15(1):1-9. doi:10.1186/s12984-018-0398-3
 19. Figueiredo AI, Balbinot G, Brauner FO, et al. SPARC Metrics Provide Mobility Smoothness Assessment in Oldest-Old With and Without a History of Falls: A Case Control Study. *Front Physiol.* 2020;11(June):1-11. doi:10.3389/fphys.2020.00540
 20. do Vale Garcia F, da Cunha MJ, Schuch CP, Schifino GP, Balbinot G, Pagnussat AS. Movement smoothness in chronic post-stroke individuals walking in an outdoor environment-A cross-sectional study using IMU sensors. *PLoS One.* 2021;16(4 April 2021):1-18. doi:10.1371/journal.pone.0250100
 21. Schuch CP, Balbinot G, Bonilla MN, Guedes Machado A, Oliveira AA de. Feasibility of a Short-Term Virtual Reality Balance Intervention to Improve Mobility Smoothness in Parkinson's Disease. *Front Virtual Real.* 2020;1(August):1-9. doi:10.3389/frvir.2020.00007
 22. Balasubramanian S, Melendez-Calderon A, Burdet E. A robust and sensitive metric for quantifying movement smoothness. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2012;59(8):2126-2136. doi:10.1109/TBME.2011.2179545
 23. Deandrea S, Lucenteforte E, Bravi F, Foschi R, La Vecchia C, Negri E. Risk factors for falls in community-dwelling older people: A systematic review and meta-analysis. *Epidemiology.* 2010;21(5):658-668. doi:10.1097/EDE.0b013e3181e89905

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

24. Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR. "Mini-mental state": A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res.* 1975;12(3):189-198. doi:10.1016/0022-3956(75)90026-6
25. Powell. L and Myer A. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *J Gerontol Med Sci.* 1995;50(1):M28-M34.
26. Yardley L, Beyer N, Hauer K, Kempen G, Piot-Ziegler C, Todd C. Development and initial validation of the Falls Efficacy Scale-International (FES-I). *Age Ageing.* 2005;34(6):614-619. doi:10.1093/ageing/afi196
27. Pau M, Corona F, Pili R, et al. Quantitative assessment of gait parameters in people with parkinson's disease in laboratory and clinical setting: Are the measures interchangeable? *Neurol Int.* 2018;10(2):69-73. doi:10.4081/ni.2018.7729
28. Pinto C, Schuch CP, Balbinot G, et al. Movement smoothness during a functional mobility task in subjects with Parkinson's disease and freezing of gait - An analysis using inertial measurement units. *J Neuroeng Rehabil.* 2019;16(1):1-14. doi:10.1186/s12984-019-0579-8
29. Gulde P, Hermsdörfer J. Smoothness metrics in complex movement tasks. *Front Neurol.* 2018;9(SEP):1-7. doi:10.3389/fneur.2018.00615
30. Weiss, A., Mirelman, A., Giladi, N., Barnes, L. L., Bennett, D. A., Buchman, A. S., & Hausdorff JM. Transition between the Timed Up and Go turn to sit subtasks: Is timing everything? *J Am Med Dir Assoc.* 2016;17(9):864-e9. doi:10.1016/j.jamda.2016.06.025
31. Brant. Hypothesis Testing: Two-Sample Inference-Estimation of Sample Size and Power for Comparing Two Means in Bernard Rosner's Fundamentals of Biostatistics. Published online 2017. Available online at:

- 1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
- <https://www.stat.ubc.ca/~rollin/stats/ssize/n2.html> (accessed March 20, 2017).
32. Schoene D, Wu SMS, Mikolaizak AS, et al. Discriminative ability and predictive validity of the timed up and go test in identifying older people who fall: Systematic review and meta-analysis. *J Am Geriatr Soc.* 2013;61(2):202-208. doi:10.1111/jgs.12106
33. Asai T, Misu S, Sawa R, Doi T, Yamada M. The association between fear of falling and smoothness of lower trunk oscillation in gait varies according to gait speed in community-dwelling older adults. *J Neuroeng Rehabil.* 2017;14(1):1-9. doi:10.1186/s12984-016-0211-0
34. Magnani RM, Bruijn SM, van Dieën JH, Forbes PA. Stabilization demands of walking modulate the vestibular contributions to gait. *bioRxiv.* Published online 2021:2020.09.30.319434. doi:10.1038/s41598-021-93037-7
35. De Luca A, Squeri V, Barone LM, et al. Dynamic Stability and Trunk Control Improvements Following Robotic Balance and Core Stability Training in Chronic Stroke Survivors: A Pilot Study. *Front Neurol.* 2020;11(June). doi:10.3389/fneur.2020.00494
36. Lencioni T, Anastasi D, Carpinella I, et al. Strategies for maintaining dynamic balance in persons with neurological disorders during overground walking. *Proc Inst Mech Eng Part H J Eng Med.* Published online 2021:09544119211023624.
37. Rajagopalan R, Litvan I, Jung TP. Fall prediction and prevention systems: Recent trends, challenges, and future research directions. *Sensors (Switzerland).* 2017;17(11):1-17. doi:10.3390/s17112509
38. Sun R, Sosnoff JJ. Novel sensing technology in fall risk assessment in older adults: A

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

- systematic review. *BMC Geriatr.* 2018;18(1). doi:10.1186/s12877-018-0706-6
39. Herman T, Giladi N, Hausdorff JM. Properties of the “Timed Up and Go” test: More than meets the eye. *Gerontology.* 2011;57(3):203-210. doi:10.1159/000314963
40. Rosa MV, Perracini MR, Ricci NA. Usefulness, assessment and normative data of the Functional Reach Test in older adults: A systematic review and meta-analysis. *Arch Gerontol Geriatr.* 2019;81(October 2018):149-170. doi:10.1016/j.archger.2018.11.015
41. Araújo A, Menezes R, Mendonça AE, Lopes M, Tavares A, Lima H. Mortality profile from falls in the elderly. *Rev Pesqui Cuid é Fundam Online.* 2014;6(3):863-875. doi:10.9789/2175-5361.2014v6n3p863
42. Verma SK, Willetts JL, Corns HL, Marucci-wellman HR. Falls and Fall-Related Injuries among Community-Dwelling Adults in the United. Published online 2016:1-14. doi:10.1371/journal.pone.0150939
43. Harrison SL, Stephan BCM, Siervo M, et al. Is There an Association Between Metabolic Syndrome and Cognitive Function in Very Old Adults ? The Newcastle 85 + Study Is There an Association Between Metabolic Syndrome and. *J Am Geriatr Soc* . 2015;63(4):667-675. doi:10.1111/jgs.13358
44. Larsson BAM, Johansson L, Johansson H, et al. The timed up and go test predicts fracture risk in older women independently of clinical risk factors and bone mineral density. *Osteoporos Int.* 2021;32(1):75-84. doi:10.1007/s00198-020-05681-w
45. Tomas-Carus P, Biehl-Printes C, Pereira C, Vieiga G, Costa A, Collado-Mateo D. Dual task performance and history of falls in community-dwelling older adults. *Exp Gerontol.* 2019;120(December 2018):35-39. doi:10.1016/j.exger.2019.02.015
46. Cherubini A, Signore ÆS Del, Ouslander J, Semla T, Michel J. Fighting Against Age

Discrimination in Clinical Trials. Published online 2010:1791-1796.
doi:10.1111/j.1532-5415.2010.03032.x

47. Bohannon RW. Reference Values for the Timed Up and Go Test: A Descriptive Meta-Analysis. *J Geriatr Phys Ther.* 2006;29:64-68.
48. Seppala LJ, van de Glind EMM, Daams JG, et al. Fall-Risk-Increasing Drugs: A Systematic Review and Meta-analysis: III. Others. *J Am Med Dir Assoc.* 2018;19(4):372.e1-372.e8. doi:10.1016/j.jamda.2017.12.099
49. Kim J-H. Fall experience and cognitive function in middle aged and elderly population. *Medicine (Baltimore).* 2020;99(18):e19203. doi:10.1097/md.00000000000019203
50. Rigo II, Bós ÂJG. Family Functionality, cognitive status and social participation are related to survival in nonagenarians and centenarians: data from a Brazilian cohort study Funcionalidade. *Pan Am J Aging Res PAJAR.* 2020;8:1-10.

Table titles and figure captions

Table 1. Sociodemographic and clinical characteristics of participants and their relationship with a history of falls.

Table 2. Multivariable binary logistic regression models to predict a history of falls in the oldest-old.

Table 3. Between-group difference (average of the predictive gain) using different regression models.

Supplementary Table 1. The characteristics of the participants for whom the model full iTUG (SPAC and duration) was able to predict a history of falls with a probability higher than 80%.

Supplementary Table 2. Predictive accuracy of independent variables to predict falls in the oldest-old.

Figure 1. Inertial measurement unit (IMU) axis of rotation and the spectral arc length (SPARC) analysis. (a) The IMU was attached to the waist and measured angular velocities

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

around the vertical (V), medio-lateral (ML), and anteroposterior (AP) axis of rotation, these angular velocities were used to calculate SPARC yaw, SPARC pitch, and SPARC roll, respectively. (b) Angular velocities during the instrumented Timed-Up-and-Go (iTUG) test in the yaw (black), pitch (red), and roll (green) directions of a representative subject with reduced smoothness in the pitch direction. (c) Frequency-domain analysis (Fast-Fourier Transform; FFT) of the angular velocities in the pitch direction (shown in b) for each of the 3 seconds windows (4 windows), and respective mean SPARC value. IMU = Inertial measurement unit; SPARC = Spectral Arc Length; V = Vertical; ML = Medio-lateral; AP = anteroposterior; iTUG = instrumented Timed-Up-and-Go test.

For Peer Review

Tables with Captions

Table 1. Sociodemographic and clinical characteristics of participants and their relationship with a history of falls.

Variable	Fallers (n=32)		Non-Fallers (n=32)		OR	OR CI 95%	p
	Mean/n (category)	SD	Mean/n (category)	SD			
Age	89.94	4.38	88.59	4.06	1.08	0.95 – 1.30	0.23
Gender (0=male / 1=female)	7(0)/25(1)	n.a.	5(0)/27(1)	n.a.	0.80	0.22 – 2.95	0.74
Ethnicity (0=white / 1=brown or black)	26(0)/6(1)	n.a.	31(0)/1(1)	n.a.	7.15	0.81 – 63.30	0.08
Body Mass Index	26.17	3.62	25.50	4.34	1.04	0.92 – 1.19	0.51
Number of Drugs	5.28	2.79	4.40	2.34	1.14	0.94 – 1.39	0.18
Systolic pressure (mmHg)	127.34	11.07	127.50	11.63	0.99	0.95 – 1.04	0.95
Diastolic pressure (mmHg)	77.65	12.50	74.68	8.02	1.03	0.98 – 1.08	0.23
Years of schooling	7.85	5.66	7.87	4.15	0.99	0.90 – 1.10	0.99
Marital Status (single/widow=0 / married=1)	22(0)/10(1)	n.a.	24(0)/8(1)	n.a.	1.36	0.45 – 4.06	0.58
Tobacco use (0=no / 1=yes)	31(0)/1(1)	n.a.	31(0)/1(1)	n.a.	1.00	0.06 – 16.71	1.00
Alcohol use (0=no / 1=yes)	26(0)/6(1)	n.a.	27(0)/5(1)	n.a.	1.25	0.34 – 4.59	0.74
MMSE	25.84	3.62	26.84	2.46	0.90	0.77 – 1.05	0.18
FES-I	24.31	7.58	22.03	2.74	1.08	0.99 – 1.17	0.06
ABC	73.45	21.14	81.99	11.58	0.97	0.94 – 0.99	0.03
FRT	26.31	10.15	30.12	7.78	0.95	0.89 – 1.01	0.13
full iTUG							
SPARC Roll	-2.65	0.29	-2.76	0.40	2.50	0.61 – 10.27	0.20
SPARC Roll SD	0.67	0.27	0.78	0.33	0.28	0.51 – 1.61	0.16
SPARC Pitch	-2.55	0.23	-2.78	0.42	10.27	2.17 – 48.58	0.003
SPARC Pitch SD	0.56	0.26	0.70	0.33	0.19	0.03 – 1.28	0.09
SPARC Yaw	-2.20	0.20	-2.27	0.31	3.19	0.55 – 18.41	0.19
SPARC Yaw SD	0.62	0.29	0.83	0.46	0.21	0.05 – 0.93	0.04
Test duration (sec)	22.80	18.40	14.64	6.43	1.10	1.01 – 1.19	0.02
Sit-to-stand iTUG subphase							
SPARC Roll	-2.80	0.48	-2.81	0.48	0.26	0.06 – 1.22	0.89
SPARC Pitch	-2.11	0.04	-2.00	0.20	1.96	0.77 – 4.94	0.16
SPARC Yaw	-2.71	0.60	-2.88	0.45	1.01	0.36 – 2.85	0.98
Test duration (sec)	2.09	0.80	1.74	0.41	2.63	1.07 – 6.47	0.04
Walk 1 iTUG subphase							
SPARC Roll	-3.04	0.46	-3.08	0.44	1.19	0.06 – 48.09	0.76
SPARC Pitch	-2.72	0.44	-3.02	0.60	3.07	1.08 – 8.70	0.03
SPARC Yaw	-2.83	0.36	-2.82	0.39	0.92	0.25 – 3.47	0.90
Test duration (sec)	6.31	4.72	4.12	1.84	1.35	1.05 – 1.72	0.02
Turn iTUG subphase							
SPARC Roll	-3.05	0.47	3.00	0.44	0.80	0.27 – 2.39	0.69
SPARC Pitch	-2.86	0.43	-2.97	0.48	1.74	0.59 – 5.11	0.31
SPARC Yaw	-2.33	0.23	-2.27	0.34	0.51	0.09 – 2.94	0.45
Test duration (sec)	3.04	2.35	2.06	0.59	2.43	0.91 – 6.48	0.08
Walk 2 iTUG subphase							
SPARC Roll total	-2.99	0.46	-3.00	0.42	1.08	0.04 – 38.29	0.89
SPARC Pitch	-2.75	0.40	-3.00	0.53	3.18	1.01 – 10.01	0.04
SPARC Yaw total	-2.50	0.34	-2.67	0.36	4.16	0.80 – 21.26	0.09
Test duration (sec)	5.48	4.49	3.77	2.20	1.22	0.97 – 1.54	0.09
Stand-to-sit iTUG subphase							
SPARC Roll	-2.40	0.31	-2.28	0.33	0.34	0.07 – 1.63	0.18
SPARC Pitch	-2.07	0.20	-2.01	0.23	0.26	0.02 – 3.82	0.33
SPARC Yaw	-2.19	0.30	-2.04	0.16	0.04	0.004 – 0.50	0.01
Test duration (sec)	4.72	2.12	3.99	1.16	1.33	0.97 – 1.82	0.07

Notes: OR = Odds ratio obtained in bivariate binary logistic regression including the independent variable and falls (dependent variable). SD = standard deviation; CI 95% = 95% confidence interval; mmHg = millimeter of mercury; p = significance level (bold values denote statistical significance); MMSE = Mini-mental status examination; FES-I = Falls Efficacy Scale-International; ABC = Activities-specific Balance Confidence; FRT = functional reaching test; SPARC = spectral arch length; Roll, Pitch and Yaw are inertial measurement unit axes (please, see the methods for details).

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Table 2. Multivariable binary logistic regression models to predict a history of falls in the oldest-old.

Model: full iTUG (SPARC and duration)			
	OR	OR CI 95%	p
ABC	0.11	0.94 – 1.00	0.11
SPARC Pitch	4.90	1.06 – 22.76	0.04
SPARC Yaw SD	0.20	0.02 – 1.68	0.14
full iTUG duration (sec)	1.11	1.02 – 1.22	0.02
Spearman's rank correlation			
	ABC	SPARC Yaw SD	full iTUG duration (sec)
SPARC Pitch	r = - 0.13 (p = 0.31)	r = - 0.21 (p = 0.10)	r = - 0.19 (p = 0.13)
Model: full iTUG (Duration only)			
	OR	OR CI 95%	p
ABC	0.97	0.93 – 1.00	0.06
full iTUG duration (sec)	1.10	1.02 – 1.91	0.02
Spearman's rank correlation			
	ABC		
full iTUG duration (sec)	r = - 0.03 (p = 0.82)		
Model: full iTUG (SPARC only)			
	OR	OR CI 95%	p
ABC	0.97	0.94 – 1.00	0.07
SPARC Pitch	7.46	1.54 – 36.12	0.01
SPARC Yaw SD	0.33	0.06 – 1.83	0.20
Spearman's rank correlation			
	ABC	SPARC Yaw SD	
SPARC Pitch	r = - 0.13 (p = 0.31)	r = - 0.21 (p = 0.10)	
SPARC Yaw SD	r = 0.16 (p = 0.19)		
Model: Walk 1			
	OR	OR CI 95%	p
ABC	0.98	0.95 – 1.01	0.13
SPARC Pitch	2.28	0.89 – 5.81	0.09
full iTUG duration (sec)	1.25	0.99 – 1.58	0.06
Spearman's rank correlation			
	ABC	full iTUG duration (sec)	
SPARC Pitch	r = - 0.22 (p = 0.08)	r = - 0.37 (p = 0.003)	
Model: Walk 2			
	OR	OR CI 95%	p
ABC	0.97	0.94 – 1.00	0.04
SPARC Pitch	3.14	1.07 – 9.22	0.04
Spearman's rank correlation			
	ABC		
SPARC Pitch	r = - 0.10 (p = 0.43)		
Model: Stand-to-sit			
	OR	OR CI 95%	p
ABC	0.97	0.94 – 1.00	0.05
SPARC Yaw	0.05	0.04 – 0.62	0.02
Spearman's rank correlation			
	ABC		
SPARC Yaw	r = - 0.13 (p = 0.31)		

Notes: SPARC = spectral arc length; OR = Odds ratio obtained in multivariable binary logistic regression including independent variables and falls (dependent variable). SD = standard deviation; CI 95% = 95% confidence interval; p = significance level (bold values denote statistical significance); ABC = Activities-specific Balance Confidence; Roll, Pitch and Yaw are inertial measurement unit axes (please, see the methods for details). Spearman's rank correlation was used to show the relationship between independent variables inserted in each multivariable model.

Table 3. Between-group difference (average of the predictive gain) using different regression models.

Predicted probability (Model)	Fallers (mean \pm SD)	Non-Fallers (mean \pm SD)	Δ	t-value	p
full iTUG (duration and SPARC)	0.64 \pm 0.24	0.36 \pm 0.21	0.28	4.93	0.0001
full iTUG (duration only)	0.58 \pm 0.22	0.41 \pm 0.16	0.17	3.51	0.001
full iTUG (SPARC only)	0.59 \pm 0.20	0.41 \pm 0.20	0.18	3.58	0.001
Sit-to-Stand ^f	0.54 \pm 0.18	0.45 \pm 0.10	0.09	2.43	0.02
Walk 1 ^f	0.58 \pm 0.24	0.41 \pm 0.17	0.17	3.52	0.001
Walk 2 ^f	0.56 \pm 0.18	0.44 \pm 0.15	0.12	2.80	0.007
Stand-to-sit ^f	0.57 \pm 0.21	0.43 \pm 0.14	0.14	3.06	0.003

Notes: Δ = predictive gain using the studied regression models to detect falls. t-value = size of the difference relative to the variation in the sample data calculated in the Student-t test; p = significance level (bold values denote statistical significance). ^fmodels combining SPARC and iTUG duration (sec) (please, see the variables entered in the models in Table 2). Note the full iTUG model including SPARC and duration metrics exhibited the best ability to predict a history of falls.

Supplementary Table 1. The characteristics of the participants for whom the model full iTUG (SPAC and duration) was able to predict a history of falls with a probability higher than 80%.

Variable	Model predicted probability > 80% (n=10)		Model predicted probability < 80% (n=54)		t-value/ χ^2	p
	Mean / %	SD	Mean / %	SD		
Age	91.70	3.71	88.81	4.22	2.02	0.05
Ethnicity (white)	12.50	n.a.	76.60	n.a.	0.99	0.32
Gender (female)	10.90	n.a.	71.90	n.a.	1.37	0.36
Body Mass Index (kg/m ²)	26.03	5.18	25.80	3.78	0.17	0.87
Systolic pressure	127.50	11.36	127.40	11.35	0.02	0.98
Diastolic pressure	79.00	13.70	75.65	9.90	0.92	0.36
Years of schooling	5.05	4.85	8.39	4.80	-2.01	0.05
Marital Status (Married)	6.30	n.a.	21.90	n.a.	0.83	0.36
Tobacco use (no)	14.10	n.a.	82.80	n.a.	1.85	0.20
Alcohol use (no)	12.50	n.a.	70.30	n.a.	0.07	0.80
Number of Drugs	5.50	2.84	4.72	2.56	0.87	0.39
MMSE	24.10	3.60	26.76	2.86	-2.59	0.01
FES-I	26.20	9.56	22.61	4.68	1.16	0.27
FRT	26.80	14.05	28.48	8.13	-0.36	0.72

Notes: n = sample size; SD = standard deviation; n.a. = not applicable; t-value = size of the difference relative to the variation in the sample data calculated in the Student-t test; χ^2 : Chi-square value; mmHg = mercury millimeters; kg/cm² = kilogram/square centimeter; MMSE = Mini-mental status examination; FES-I = Falls Efficacy Scale-International; FRT = functional reaching test; SPARC = spectral arc length; p = significance level (bold values denote statistical significance). Note the regression model worked better for older participants exhibiting lower levels of schooling and MMSE scores.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

Supplementary Table 2. Predictive accuracy of independent variables to predict falls in the oldest-old.

Measure	Area	Cut-off value	Sensibility	Specificity	p
ABC	0.39	NA	NA	NA	0.14
SPARC Pitch full iTUG	0.67	-2.63 -2.51	0.72 0.50	0.50 0.72	0.02
SPARC Yaw full iTUG SD	0.35	0.44 1.04	0.72 0.09	0.22 0.75	0.05
SPARC Pitch Walk 1	0.64	-2.96 -2.53	0.84 0.41	0.50 0.72	0.05
SPARC Pitch Walk 2	0.64	-2.92 -2.62	0.75 0.47	0.47 0.78	0.05
SPARC Yaw Stand-to-sit	0.35	-2.30 -1.93	0.72 0.09	0.09 0.75	0.05
full iTUG duration (sec)	0.72	14.33 14.89	0.72 0.69	0.65 0.72	0.002

Notes: ABC = The Activities-specific Balance Confidence scale; SPARC = spectral arc length; SD = standard deviation. Roll, Pitch and Yaw are inertial measurement unit axes (please, see the methods for details); p = significance level (bold values denote statistical significance). Area, cut-off values, sensibility and specificity were calculated using the Receiver Operating Characteristic Curve (ROC curve). Note: we selected two cut-off values to prioritize both sensibility and specificity.

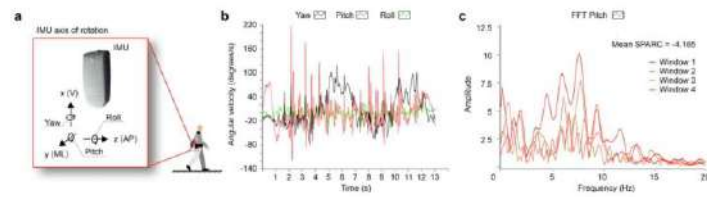


Figure 1. Inertial measurement unit (IMU) axis of rotation and the spectral arc length (SPARC) analysis. (a) The IMU was attached to the waist and measured angular velocities around the vertical (V), medio-lateral (ML), and anteroposterior (AP) axis of rotation, these angular velocities were used to calculate SPARC yaw, SPARC pitch, and SPARC roll, respectively. (b) Angular velocities during the instrumented Timed-Up-and-Go (iTUG) test in the yaw (black), pitch (red), and roll (green) directions of a representative subject with reduced smoothness in the pitch direction. (c) Frequency-domain analysis (Fast-Fourier Transform; FFT) of the angular velocities in the pitch direction (shown in b) for each of the 3 seconds windows (4 windows), and respective mean SPARC value. IMU = Inertial measurement unit; SPARC = Spectral Arc Length; V = Vertical; ML = Medio-lateral; AP = anteroposterior; iTUG = instrumented Timed-Up-and-Go test.

177x46mm (300 x 300 DPI)

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A presente investigação buscou investigar o comprimento do arco espectral (SPARC), marcador de suavidade na mobilidade funcional, como métrica capaz de detectar a ocorrência de quedas em idosos longevos que vivem na comunidade. Tal investigação deu-se por meio de dois estudos científicos que avaliaram o comportamento desta medida em estudos observacionais do tipo caso-controle.

Assim, no primeiro estudo, nós demonstramos que as medidas do SPARC durante o teste do iTUG diferiram, em média, dentre os longevos com e sem histórico recente de quedas. Neste estudo, os longevos caídores demoraram mais para completar o teste, bem como apresentaram uma suavidade reduzida ao executar o iTUG de tarefa única e dupla. Em comparação com o resultado do teste iTUG tradicional (baseado na duração), a suavidade da mobilidade foi capaz de revelar maiores tamanhos de efeito entre os grupos com e sem histórico de quedas sendo, portanto, um marcador com bom potencial para servir como um preditor de quedas em pessoas idosas.

Já em nosso segundo estudo, com objetivo de verificar se o SPARC era capaz de prever a ocorrência de quedas nessa mesma amostra de longevos, foi possível observar que a combinação de métricas SPARC e o tempo necessário para concluir o teste *Full* iTUG resultou em uma maior capacidade preditiva para quedas em comparação com os modelos que incluem apenas duração ou apenas as métricas SPARC. Acreditamos que este resultado pode impulsionar investigações complementares para consolidar o modelo proposto em estudos prospectivos, com amostras maiores e mais diversas.

Durante a realização deste trabalho juntamente com os avanços na literatura científica, a rotina de análise do SPARC foi aperfeiçoada, sendo realizada algumas modificações do primeiro para o segundo estudo. No primeiro estudo não foi realizado janelamento na análise do sinal o que deixou a métrica mais suscetível aos efeitos da duração da tarefa. Já no segundo estudo, o janelamento do sinal minimizou os efeitos do tempo sob a métrica. Um exemplo disso foi a correlação entre a duração do *Full* iTUG e o SPARC que acabou não ocorrendo após os ajustes na rotina de cálculo, o que nos mostra que o janelamento foi um procedimento eficaz.

Além disso, é importante destacar que, infelizmente, as métricas

SPARC ainda não são facilmente escaláveis para uma tarefa ou movimento. Ou seja, como há ainda várias formas de análises do sinal não é possível ter números/índices com unidades padrão para comparar diretamente os valores encontrados nos diferentes estudos. Pesquisas futuras que consigam tornar essa medida um índice mais estável poderão contribuir para uma eventual obtenção de pontos de corte para diferentes populações. Isto será importante para o avanço nesta área, como também o desenvolvimento de *softwares* com o propósito de facilitar o acesso ao uso de tais métricas na rotina clínica, o que é fundamental para a aplicabilidade do SPARC em nível assistencial.

Por fim, no futuro, é importante considerar outros fatores de risco para quedas conhecidos na literatura juntamente com as métricas obtidas por meio de IMUs. Assim, poderemos vislumbrar equações mais acuradas para um diagnóstico realmente preventivo e mais assertivo sobre o risco de quedas futuras na população idosa.

8 CONCLUSÕES

Neste trabalho foi possível concluir que as métricas SPARC foram capazes de diferenciar os idosos longevos caidores e não caidores. Outrossim, quando estas métricas foram combinadas ao tempo total para realização do iTUG simples, observamos uma melhora da capacidade preditiva de quedas em longevos que vivem na comunidade comparada com os modelos que incluíram a duração ou as métricas SPARC isoladamente.

REFERÊNCIAS

- ABBATECOLA, A. M.; PAOLISSO, G.; SINCLAIR, A. J. Treating diabetes mellitus in older and oldest old patients. **Current Pharmaceutical Design**, v. 21, n. 13, p. 1665-1671, 2015.
- AHMADIAHANGAR, A.; JAVADIAN, Y.; BABAEI, M.; HEIDARI, B.; HOSSEINI, S.; AMINZADEH, M. The role of quadriceps muscle strength in the development of falls in the elderly people, a cross-sectional study. **Chiropractic & manual therapies**, v. 26, n. 1, p. 1-6, 2018.
- ALCOCK, L.; GALNA, B.; HAUSDORFF, J. M.; LORD, S.; ROCHESTER, L. Gait & posture special issue: Gait adaptations in response to obstacle type in fallers with Parkinson's disease. **Gait & posture**, v. 61, p. 368-374, 2018.
- ALJONDI, R.; SZOEKE, C.; STEWARD, C.; YATES, P.; DESMOND, P. A decade of changes in brain volume and cognition. **Brain imaging and behavior**, v. 13, n. 2, p. 554-563, 2019.
- ALLAHVERDIPOUR, H.; DIANAT, I.; MAMEH, G.; ASGHARI JAFARABADI, M. Effects of cognitive and physical loads on dynamic and static balance performance of healthy older adults under single-, dual-, and multi-task conditions. **Human factors**, p. 0018720820924626, 2020.
- ANGELINI, L.; CARPINELLA, I.; CATTANEO, D.; FERRARIN, M.; GERVASONI, E.; SHARRACK, B.; PALING, D.; NAIR, K.P.S.; MAZZÀ, C. Is a wearable sensor-based characterisation of gait robust enough to overcome differences between measurement protocols? A multi-centric pragmatic study in patients with multiple sclerosis. **Sensors**, v. 20, n. 1, p. 79, 2020.
- ARAÚJO NETO, A. H. D.; PATRÍCIO, A. C. F. D. A.; FERREIRA, M. A. M.; RODRIGUES, B. F. L.; SANTOS, T. D. D.; RODRIGUES, T. D. D. B.; SILVA, R. A. R. D. Quedas em idosos institucionalizados: riscos, consequências e antecedentes. **Revista brasileira de enfermagem**, v. 70, n. 4, p. 719-725, 2017.
- ARAÚJO, A. M.; DE MENEZES, R. M. P.; DE MENDONÇA, A. E. O.; DA SILVA LOPES, M.; DE MEDEIROS TAVARES, A.; DE LIMA, H. C. F. Mortality profile from falls in the elderly. **Revista de Pesquisa: Cuidado é Fundamental Online**, v. 6, n. 3, p. 863-875, 2014.
- ASAI, T.; MISU, S.; SAWA, R.; DOI, T.; YAMADA, M. The association between fear of falling and smoothness of lower trunk oscillation in gait varies according to gait speed in community-dwelling older adults. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 14, n. 1, p. 5, 2017.
- BALASUBRAMANIAN, S.; MELENDEZ-CALDERON, A.; BURDET, E. A robust and sensitive metric for quantifying movement smoothness. **IEEE transactions on biomedical engineering**, v. 59, n. 8, p. 2126-2136, 2011.

- BALASUBRAMANIAN, S.; MELENDEZ-CALDERON, A.; ROBY-BRAMI, A.; BURDET, E. On the analysis of movement smoothness. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 12, n. 1, p. 112, 2015.
- BALOGUN, S.; WINZENBERG, T.; WILLS, K.; SCOTT, D.; JONES, G.; AITKEN, D.; CALLISAYA, M. L. Prospective associations of low muscle mass and function with 10-year falls risk, incident fracture and mortality in community-dwelling older adults. **The journal of nutrition, health & aging**, v. 21, n. 7, p. 843-848, 2017.
- BARBOSA, J. M. M.; PRATES, B. D. S. S.; GONÇALVES, C. F.; AQUINO, A. R.; PARENTONI, A. N. Efeito da realização simultânea de tarefas cognitivas e motoras no desempenho funcional de idosos da comunidade. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 15, n. 4, p. 374-379, 2008.
- BARNES, P. J. Pulmonary diseases and ageing. In: **Biochemistry and Cell Biology of Ageing: Part II Clinical Science**. Springer, Singapore, 2019. P. 45-74.
- BAUER, J.; MORLEY, J. E.; SCHOLS, A. M.; FERRUCCI, L.; CRUZ-JENTOFT, A. J.; DENT, E.; CRAWFORD, J. A.; DOEHNER, W.; HEYMSFIELD, S. B.; JATOI, A.; KALANTAR-ZADEH, K.; LAINSCAK, M.; LANDI, F.; LAVIANO, A.; MANCUSO, M.; MUSCARITOLI, M.; PRADO, C. M.; STRASSER, F.; VON HAEHLING, S.; COATS, A. J. S.; ANKER, S. D. Sarcopenia: a time for action. An SCWD position paper. **Journal of cachexia, sarcopenia and muscle**, v. 10, n. 5, p. 956-961, 2019.
- BAUMANN, C. W.; KWAK, D.; LIU, H. M.; THOMPSON, L. V. Age-induced oxidative stress: how does it influence skeletal muscle quantity and quality?. **Journal of Applied Physiology**, v. 121, n. 5, p. 1047-1052, 2016.
- BAYOT, M.; DUJARDIN, K.; TARD, C.; DEFEBVRE, L.; BONNET, C. T.; ALLART, E.; DELVAL, A. The interaction between cognition and motor control: A theoretical framework for dual-task interference effects on posture, gait initiation, gait and turning. **Neurophysiologie Clinique**, v. 48, n. 6, p. 361-375, 2018.
- BEAUCHET, O.; MONTEMBEAULT, M.; ALLALI, G. Brain Gray Matter Volume Associations with Abnormal Gait Imagery in Patients with Mild Cognitive Impairment: Results of a Cross-Sectional Study. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 11, p. 364, 2020.
- BECK, Y.; HERMAN, T.; BROZGOL, M.; GILADI, N.; MIRELMAN, A.; HAUSDORFF, J. M SPARC: a new approach to quantifying gait smoothness in patients with Parkinson's disease. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 15, n. 1, p. 49, 2018.
- BELLANCA, J. L.; LOWRY, K. A.; VANSWEARINGEN, J. M.; BRACH, J. S.; REDFERN, M. S. Harmonic ratios: a quantification of step to step symmetry. **Journal of biomechanics**, v. 46, n. 4, p. 828-831, 2013.
- BENEDETTI, T. R. B.; ANTUNES, P. D. C.; RODRIGUEZ-AÑEZ, C. R.; MAZO, G. Z.; PETROSKI, É. L. Reprodutibilidade e validade do Questionário

Internacional de Atividade Física (IPAQ) em homens idosos. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 13, n. 1, p. 11-16, 2007.

BERG, K. O.; MAKI, B. E.; WILLIAMS, J. I.; HOLLIDAY, P. J.; WOOD-DAUPHINEE, S. L. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 73, n. 11, p. 1073-1080, 1992.

BERGEN, G.; STEVENS, M. R.; BURNS, E. R. Falls and fall injuries among adults aged ≥ 65 years—United States, 2014. **Morbidity and Mortality Weekly Report**, v. 65, n. 37, p. 993-998, 2016.

BERTOLUCCI, P. H. F.; BRUCKI, S.; CAMPACCI, S. R.; JULIANO, Y O mini-exame do estado mental em uma população geral: impacto da escolaridade. **Arquivos de Neuro-psiquiatria**, v. 52, n. 1, p. 01-07, 1994.

BJERK, M.; BROVOLD, T.; SKELTON, D. A.; BERGLAND, A. A falls prevention programme to improve quality of life, physical function and falls efficacy in older people receiving home help services: study protocol for a randomised controlled trial. **BMC health services research**, v. 17, n. 1, p. 559, 2017.

BLAZER, D. G.; YAFFE, K.; KARLAWISH, J. Cognitive aging: a report from the Institute of Medicine. **Jama**, v. 313, n. 21, p. 2121-2122, 2015.

BOHANNON, R. W. Reference values for the timed up and go test: a descriptive meta-analysis. **Journal of geriatric physical therapy**, v. 29, n. 2, p. 64-68, 2006.

BUCHNER, D. M.; RILLAMAS-SUN, E.; DI, C.; LAMONTE, M. J.; MARSHALL, S. W.; HUNT, J.; ZHANG, Y.; ROSENBERG, D. E.; LEE, I-M.; EVENSON, K. R.; HERRING, A. H.; LEWIS, C. E.; STEFANICK, M. L.; LACROIX, A. Z. Accelerometer-measured moderate to vigorous physical activity and incidence rates of falls in older women. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 65, n. 11, p. 2480-2487, 2017.

BUCKLEY, C.; GALNA, B.; ROCHESTER, L.; MAZZÀ, C. Upper body accelerations as a biomarker of gait impairment in the early stages of Parkinson's disease. **Gait & posture**, v. 71, p. 289-295, 2019.

BRAUNER, Fabiane de Oliveira. Efeitos da dupla tarefa cognitivo-motora sobre a mobilidade funcional de longevos caídores e não caídores. Dissertação (Mestrado em Gerontologia Biomédica) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Porto Alegre. 2019.

CAMARGOS, F. F. O.; DIAS, R. C.; DIAS, J. M. D.; FREIRE, M. T. F. Adaptação transcultural e avaliação das propriedades psicométricas da Falls Efficacy Scale-International: um instrumento para avaliar medo de cair em idosos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.14, n. 3, p. 237-43, 2010.

CEGRI, F.; ORFILA, F.; ABELLANA, R. M.; PASTOR-VALERO, M. The impact of frailty on admission to home care services and nursing homes: eight-year follow-up of a community-dwelling, older adult, Spanish cohort. **BMC geriatrics**, v. 20, n. 1, p. 1-13, 2020

- CHOI, Y.; KIM, Y.; KIM, M.; YOON, B. Muscle synergies for turning during human walking. **Journal of motor behavior**, v. 51, n. 1, p. 1-9, 2019.
- CRISTOFALO, V. J. Cellular biomarkers of aging. **Experimental gerontology**, v. 23, n. 4-5, p. 297-305, 1988.
- CRUZ-JIMENEZ, M. Normal changes in gait and mobility problems in the elderly. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics**, v. 28, n. 4, p. 713-725, 2017.
- DA COSTA, J. P.; VITORINO, R.; SILVA, G. M.; VOGEL, C.; DUARTE, A. C.; ROCHA-SANTOS, T. Synopsis on aging—Theories, mechanisms and future prospects. **Ageing research reviews**, v. 29, p. 90-112, 2016.
- DA SILVA BORGES, E. G.; DE SOUZA VALE, R. G.; CADER, S. A.; LEAL, S.; MIGUEL, F.; PERNAMBUCO, C. S.; DANTAS, E. H. Postural balance and falls in elderly nursing home residents enrolled in a ballroom dancing program. **Archives of gerontology and geriatrics**, v. 59, n. 2, p. 312-316, 2014.
- DAVIDOFF, Robert A. The pyramidal tract. **Neurology**, v. 40, n. 2, p. 332-332, 1990.
- DEANDREA, S.; LUCENTEFORTE, E.; BRAVI, F.; FOSCHI, R.; LA VECCHIA, C.; NEGRI, E. Risk factors for falls in community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis". **Epidemiology**, p. 658-668, 2010.
- DEN OUDEN, M.; SCHUURMANS, M. J.; ARTS, I. E.; VAN DER SCHOUW, Y. T. Physical performance characteristics related to disability in older persons: a systematic review. **Maturitas**, v. 69, n. 3, p. 208-219, 2011.
- DHALWANI, N. N.; FAHAMI, R.; SATHANAPALLY, H.; SEIDU, S.; DAVIES, M. J.; KHUNTI, K. Association between polypharmacy and falls in older adults: a longitudinal study from England. **BMJ open**, v. 7, n. 10, p. e016358, 2017.
- DICKINSON, M. H.; FARLEY, C. T.; FULL, R. J.; KOEHL, M. A. R.; KRAM, R.; LEHMAN, S. How animals move: an integrative view. **Science**, v. 288, n. 5463, p. 100-106, 2000.
- DIPIETRO, L.; KREBS, H. I.; FASOLI, S. E.; VOLPE, B. T.; HOGAN, N. Submovement changes characterize generalization of motor recovery after stroke. **Cortex**, v. 45, n. 3, p. 318-324, 2009.
- DIXON, P. C.; SCHÜTTE, K. H.; VANWANSEELE, B.; JACOBS, J. V.; DENNERLEIN, J. T.; SCHIFFMAN, J. M. Gait adaptations of older adults on an uneven brick surface can be predicted by age-related physiological changes in strength. **Gait & posture**, v. 61, p. 257-262, 2018.
- DIXON, P. C.; STIRLING, L.; XU, X.; CHANG, C. C.; DENNERLEIN, J. T.; SCHIFFMAN, J. M. Aging may negatively impact movement smoothness during stair negotiation. **Human movement science**, v. 60, p. 78-86, 2018.

DRUMMOND, F.; LOURENÇO, R. A.; LOPES, C.S. Incidence, persistence and risk factors of fear of falling in older adults: cohort study (2008–2013) in Rio de Janeiro, Brazil. **Revista de Saúde Pública**, v. 54, p. 56, 2020.

DUMAS, J. A. What is normal cognitive aging? Evidence from task-based functional neuroimaging. **Current behavioral neuroscience reports**, v. 2, n. 4, p. 256-261, 2015.

DUNCAN, P. W.; WEINER, D. K.; CHANDLER, J.; STUDENSKI, S. Functional reach: a new clinical measure of balance. **Journal of gerontology**, v. 45, n. 6, p. M192-M197, 1990.

EHSANI, H.; MOHLER, M. J.; O'CONNOR, K.; ZAMRINI, E.; TIRAMBULO, C.; TOOSIZADEH, N. The association between cognition and dual-tasking among older adults: the effect of motor function type and cognition task difficulty. **Clinical interventions in aging**, v. 14, p. 659, 2019.

ELLIOTT, J. E.; MANTILLA, C. B.; PABELICK, C. M.; RODEN, A. C.; SIECK, G. C. Aging-related changes in respiratory system mechanics and morphometry in mice. **American Journal of Physiology-Lung Cellular and Molecular Physiology**, v. 311, n. 1, p. L167-L176, 2016.

ELOBEID, A.; LIBARD, S.; LEINO, M.; POPOVA, S. N.; ALAFUZOFF, I. Altered proteins in the aging brain. **Journal of Neuropathology & Experimental Neurology**, v. 75, n. 4, p. 316-325, 2016.

ESQUENAZI, D.; SILVA, S. R. B.; GUIMARAES, M. A. M. Pathophysiological aspects of human aging and falls in the elderly. **J HUPE**, v. 13, p. 11-20, 2014.

FATORI, C. O.; LEITE, C. F.; SOUZA, L. A. P. S. D.; PATRIZZI, L. J. Dual task and functional mobility of active elderly. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, v. 18, n. 1, p. 29-37, 2015.

FIGUEIREDO, Anelise Ineu et al. SPARC metrics provide mobility smoothness assessment in oldest-old with and without a history of falls: A case control study. **Frontiers in Physiology**, v. 11, p. 540, 2020.

FLORENCE, C. S.; BERGEN, G.; ATHERLY, A.; BURNS, E.; STEVENS, J.; DRAKE, C. Medical costs of fatal and nonfatal falls in older adults. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 66, n. 4, p. 693-698, 2018.

FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E.; MCHUGH, P. R. "Mini-mental state": a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal of psychiatric research**, v. 12, n. 3, p. 189-198, 1975.

GARCIA, F. V.; DA CUNHA, M. J.; SCHUCH, C. P.; SCHIFINO, G. P.; BALBINOT, G.; PAGNUSSAT, A. S. Movement smoothness in chronic post-stroke individuals walking in an outdoor environment—A cross-sectional study using IMU sensors. **Plos one**, v. 16, n. 4, p. e0250100, 2021.

GALET, C.; ZHOU, Y.; TEN EYCK, P.; ROMANOWSKI, K. S. Fall injuries, associated deaths, and 30-day readmission for subsequent falls are increasing in the elderly US population: a query of the WHO mortality database and

National Readmission Database from 2010 to 2014. **Clinical epidemiology**, v. 10, p. 1627, 2018.

GALLI, M.; KLEINER, A.; GAGLIONE, M.; SALE, P.; ALBERTINI, G., STOCCHI, F., & DE PANDIS, M. F Timed Up and Go test and wearable inertial sensor: a new combining tool to assess change in subject with Parkinson's disease after automated mechanical peripheral stimulation treatment. **International Journal of Engineering and Innovative Technology**, v. 4, p. 155-163, 2015.

GÁLVEZ-BARRÓN, C.; FORMIGA, F.; MIÑARRO, A.; MACHO, O.; NARVAIZA, L.; DAPENA, M. D.; PUJOL, R.; RODRÍGUEZ-MOLINERO, A. Pain and recurrent falls in the older and oldest-old non-institutionalized population. **BMC geriatrics**, v. 20, n. 1, p. 15, 2020.

GLAISTER, B. C.; BERNATZ, G. C.; KLUTE, G. K.; ORENDURFF, M. S. Video task analysis of turning during activities of daily living. **Gait & posture**, v. 25, n. 2, p. 289-294, 2007.

GOMES, M. J.; MARTINEZ, P. F.; PAGAN, L. U.; DAMATTO, R. L.; CEZAR, M. D. M.; LIMA, A. R. R.; OKOSHI, K.; OKOSHI, M. P. Skeletal muscle aging: influence of oxidative stress and physical exercise. **Oncotarget**, v. 8, n. 12, p. 20428, 2017.

GONÇALVES, A. K.; HAUSER, E.; MARTINS, V. F.; POSSAMAI, V. D.; GRIEBLER, E. M.; BLESSMANN, E. J.; TEIXEIRA, A. R. Postural balance program: variables related to falls in elderly. **Journal of Physical Education**, v. 28, 2017.

GONÇALVES, J.; ANSAI, J. H.; MASSE, F. A. A.; VALE, F. A. C.; DE MEDEIROS TAKAHASHI, A. C.; DE ANDRADE, L. P. Dual-task as a predictor of falls in older people with mild cognitive impairment and mild Alzheimer's disease: a prospective cohort study. **Brazilian journal of physical therapy**, v. 22, n. 5, p. 417-423, 2018.

GRADY, C. The cognitive neuroscience of ageing. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 13, n. 7, p. 491-505, 2012.

GRAHAM, H. K.; HARVEY, A.; RODDA, J.; NATTRASS, G. R.; PIRPIRIS, M. The functional mobility scale (FMS). **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v. 24, n. 5, p. 514-520, 2004.

GREENE, B. R.; DOHENY, E. P.; O'HALLORAN, A.; ANNE KENNY, R. Frailty status can be accurately assessed using inertial sensors and the TUG test. **Age and ageing**, v. 43, n. 3, p. 406-411, 2014.

GUDE, N. A.; BROUGHTON, K. M.; FIROUZI, F.; SUSSMAN, M. A. Cardiac ageing: extrinsic and intrinsic factors in cellular renewal and senescence. **Nature Reviews Cardiology**, v. 15, n. 9, p. 523-542, 2018.

GUERZONI, V.; LANZONI, A.; POZZI, C.; PACI, M.; GATTI, R.; BENEDETTI, M. G.; GENTILE, S.; TRABUCCHI, M.; BELLELLI, G.; MORANDI, A. A two-year multicenter point prevalence study of older patients with hip fractures admitted

to rehabilitation units in Italy. **European Geriatric Medicine**, v. 11, n. 4, p. 573-580, 2020.

GUILLAUMET-ADKINS, A.; YAÑEZ, Y.; PERIS-DIAZ, M. D.; CALABRIA, I.; PALANCA-BALLESTER, C.; SANDOVAL, J. Epigenetics and oxidative stress in aging. **Oxidative medicine and cellular longevity**, v. 2017, 2017.

GULDE, P.; HERMSDÖRFER, J. Both hands at work: the effect of aging on upper-limb kinematics in a multi-step activity of daily living. **Experimental brain research**, v. 235, n. 5, p. 1337-1348, 2017.

GULDE, Philipp; HERMSDÖRFER, Joachim. Smoothness metrics in complex movement tasks. **Frontiers in neurology**, v. 9, p. 615, 2018.

HARADA, C. N.; LOVE, M. C. N.; TRIEBEL, K. L. Normal cognitive aging. **Clinics in geriatric medicine**, v. 29, n. 4, p. 737-752, 2013.

HEROLD, F.; HAMACHER, D.; SCHEGA, L.; MÜLLER, N. G. Thinking while moving or moving while thinking—concepts of motor-cognitive training for cognitive performance enhancement. **Frontiers in aging neuroscience**, v. 10, p. 228, 2018.

HILLEL, I.; GAZIT, E.; NIEUWBOER, A.; AVANZINO, L.; ROCHESTER, L.; CEREATTI, A.; CROCE, U. D.; RIKKERT, M. O.; BLOEM, B. R.; PELOSIN, E.; DEL DIN, S.; GINIS, P.; GILADI, N. MIRELMAN, A.; HAUSDORFF, J. M. Is every-day walking in older adults more analogous to dual-task walking or to usual walking? Elucidating the gaps between gait performance in the lab and during 24/7 monitoring. **European review of aging and physical activity**, v. 16, n. 1, p. 1-12, 2019.

HOGAN, N.; STERNAD, D. Sensitivity of smoothness measures to movement duration, amplitude, and arrests. **Journal of motor behavior**, v. 41, n. 6, p. 529-534, 2009.

HOLLANDS, K. L.; AGNIHOTRI, D.; TYSON, S. F. Effects of dual task on turning ability in stroke survivors and older adults. **Gait & posture**, v. 40, n. 4, p. 564-569, 2014.

HOLLANDS, K. L.; HOLLANDS, M. A.; ZIETZ, D.; MILES WING, A.; WRIGHT, C.; VAN VLIET, P. Kinematics of turning 180 during the timed up and go in stroke survivors with and without falls history. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 24, n. 4, p. 358-367, 2010.

HORN, M. A. Cardiac physiology of aging: extracellular considerations. **Comprehensive Physiology**, v. 5, n. 3, p. 1069-1121, 2011.

HOWCROFT, J.; LEMAIRE, E. D.; KOFMAN, J.; MCILROY, W. E. Dual-task elderly gait of prospective fallers and non-fallers: a wearable-sensor based analysis. **Sensors**, v. 18, n. 4, p. 1275, 2018.

HU, Z.; HAO, M.; XU, S.; XIAO, Q.; LAN, N. Evaluation of tremor interference with control of voluntary reaching movements in patients with Parkinson's

disease. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 16, n. 1, p. 38, 2019.

HUGHES, T. F.; BEER, J. C.; JACOBSEN, E.; GANGULI, M.; CHANG, C. C. H.; ROSANO, C. Executive function predicts decline in mobility after a fall: the MYHAT study. **Experimental gerontology**, p. 110948, 2020.

HUIJBEN, B.; VAN SCHOOTEN, K. S.; VAN DIEËN, J. H.; PIJNAPPELS, M. The effect of walking speed on quality of gait in older adults. **Gait & posture**, v. 65, p. 112-116, 2018.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGE). Censo de 2010. 2010. Disponível em: <https://www.ibge.gov.br/>.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. Tábua completa de mortalidade para o Brasil-2018. Breve análise da evolução da mortalidade no Brasil. 2019.

ISHO, T.; USUDA, S. Association of trunk control with mobility performance and accelerometry-based gait characteristics in hemiparetic patients with subacute stroke. **Gait & Posture**, v. 44, p. 89-93, 2016.

JACKSON, K.; SAMPLE, R.; BIGELOW, K. Use of an Instrumented Timed Up and Go (iTUG) for Fall Risk Classification. **Physical & Occupational Therapy In Geriatrics**, v. 36, n. 4, p. 354-365, 2018.

JAFARINASABIAN, P.; INGLIS, J. E.; REILLY, W.; KELLY, O. J.; ILICH, J. Z. Aging human body: changes in bone, muscle and body fat with consequent changes in nutrient intake. **Journal of Endocrinology**, v. 234, n. 1, p. R37-R51, 2017.

JARCHI, D.; POPE, J.; LEE, T. K.; TAMJIDI, L.; MIRZAEI, A.; SANEI, S. A review on accelerometry-based gait analysis and emerging clinical applications. **IEEE reviews in biomedical engineering**, v. 11, p. 177-194, 2018.

JOB, M.; DOTTOR, A.; VICECONTI, A.; TESTA, M. Ecological gait as a fall indicator in older adults: a systematic review. **The Gerontologist**, v. 60, n. 5, p. e395-e412, 2020.

JOSEPH, A-M.; ADHIHETTY, P. J.; LEEUWENBURGH, C. Beneficial effects of exercise on age-related mitochondrial dysfunction and oxidative stress in skeletal muscle. **The Journal of physiology**, v. 594, n. 18, p. 5105-5123, 2016.

KAFRI, M.; HUTZLER, Y.; KORSENSKY, O.; LAUFER, Y. Functional performance and balance in the oldest-old. **Journal of geriatric physical therapy**, v. 42, n. 3, p. 183-188, 2019.

KANDEL, E.; SCHWARTZ, J.; JESSELL, T.; SIEGELBAUM, S.; HUDSPETH, A. J. **Princípios de neurociências**. AMGH Editora. 2014.

KAWAS, C. H.; KIM, R. C.; SONNEN, J. A.; BULLAIN, S. S.; TRIEU, T.; CORRADA, M. M. Multiple pathologies are common and related to dementia in the oldest-old: The 90+ Study. **Neurology**, v. 85, n. 6, p. 535-542, 2015.

KEAR, B. M.; GUCK, T. P.; MCGAHA, A. L. Timed Up and Go (TUG) test: normative reference values for ages 20 to 59 years and relationships with physical and mental health risk factors. **Journal of primary care & community health**, v. 8, n. 1, p. 9-13, 2017.

KERR, A.; RAFFERTY, D.; HOLLANDS, K. L.; BARBERD, M.; GRANAT, M. H. A technique to record the sedentary to walk movement during free living mobility: A comparison of healthy and stroke populations. **Gait & posture**, v. 52, p. 233-236, 2017.

KIM, J-H. Fall experience and cognitive function in middle aged and elderly population. **Medicine**, v. 99, n. 18, p. e19203, 2020.

KLEINER, A. F. R.; PACIFICI, I.; VAGNINI, A., CAMEROTA, F.; CELLETTI, C., STOCCHI, F.; PANDIS, M.F.; GALLI, M. Timed up and go evaluation with wearable devices: validation in Parkinson's disease. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 22, n. 2, p. 390-395, 2018.

KLEINER, A.; GALLI, M.; GAGLIONE, M.; HILDEBRAND, D.; SALE, P.; ALBERTINI, G.; STOCCHI, F.; DE PANDIS, M. F. The parkinsonian gait spatiotemporal parameters quantified by a single inertial sensor before and after automated mechanical peripheral stimulation treatment. **Parkinson's disease**, v. 2015, 2015.

LALLY, H.; HART, A. R.; BAY, A. A.; KIM, C.; WOLF, S. L.; HACKNEY, M. E. Association between Motor Subtype and Visuospatial and Executive Function in Mild-Moderate Parkinson's Disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 2020.

LAMB, S. E.; JØRSTAD-STEIN, E. C.; HAUER, K.; BECKER, C.; PREVENTION OF FALLS NETWORK EUROPE AND OUTCOMES CONSENSUS GROUP. Development of a common outcome data set for fall injury prevention trials: the Prevention of Falls Network Europe consensus. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 53, n. 9, p. 1618-1622, 2005.

LEBAN, B.; CIMOLIN, V.; PORTA, M.; ARIPPA, F.; PILLONI, G.; GALLI, M.; PAU, M. Age-related changes in smoothness of gait of healthy children and early adolescents. **Journal of Motor Behavior**, p. 1-9, 2019.

LEBRASSEUR, N. K. Gait as an integrative measure and predictor of health across species. 2019.

LEE, J. The association between physical activity and risk of falling in older adults: A systematic review and meta-analysis of prospective cohort studies. **Geriatric Nursing**, 2020.

LEITE, L. E. D. A.; RESENDE, T. D. L.; NOGUEIRA, G. M.; CRUZ, I. B. M. D.; SCHNEIDER, R. H.; GOTTLIEB, M. G. V. Envelhecimento, estresse oxidativo e

sarcopenia: uma abordagem sistêmica. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, v. 15, n. 2, p. 365-380, 2012.

LEVIN, O.; FUJIYAMA, H.; BOISGONTIER, M. P.; SWINNEN, S. P.; SUMMERS, J. J. Aging and motor inhibition: a converging perspective provided by brain stimulation and imaging approaches. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 43, p. 100-117, 2014.

LI, K.; XU, W.; HU, B.; SHAN, Q.; LIU, L.; CAO, J. The modified Healthy Aging Index is associated with mobility limitations and falls in a community-based sample of oldest old. **Aging clinical and experimental research**, 2020.

LIDDELL, E. G. T.; SHERRINGTON, C. S. Recruitment and some other features of reflex inhibition. **Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character**, v. 97, n. 686, p. 488-518, 1925.

LÓPEZ-OTÍN, C.; BLASCO, M. A.; PARTRIDGE, L.; SERRANO, M.; KROEMER, G. The hallmarks of aging. **Cell**, v. 153, n. 6, p. 1194-1217, 2013.

LOWRY, K. A.; SEBASTIAN, K.; PERERA, S.; VAN SWEARINGEN, J.; SMILEY-OYEN, A. L. Age-related differences in locomotor strategies during adaptive walking. **Journal of motor behavior**, v. 49, n. 4, p. 435-440, 2017.

MAGNANI, P.E.; JUNIOR, R. C. F.; ZANELLATO, N. F. G.; GENOVEZ, M. B.; ALVARENGA, I. C.; DE ABREU, D. C. C. The influence of aging on the spatial and temporal variables of gait during usual and fast speeds in older adults aged 60 to 102 years. **Human movement science**, v. 68, p. 102540, 2019.

MAHONEY, J. R.; COTTON, K.; VERGHESE, J. Multisensory integration predicts balance and falls in older adults. **The Journals of Gerontology: Series A**, v. 74, n. 9, p. 1429-1435, 2019.

MAIDAN, I.; PATASHOV, D.; SHUSTAK, S.; FAHOUM, F.; GAZIT, E.; SHAPIRO, B.; LEVY, A.; SOSNIK, R.; GILADI, N.; HAUSDORFF, J. M.; MIRELMAN, A. A new approach to quantifying the EEG during walking: Initial evidence of gait related potentials and their changes with aging and dual tasking. **Experimental gerontology**, v. 126, p. 110709, 2019.

MATTSON, M. P.; ARUMUGAM, T. V. Hallmarks of brain aging: adaptive and pathological modification by metabolic states. **Cell**, v. 175, n. 6, p. 1176-1199, 2018.

MAZZEO, R. S.; CAVANAGH, P.; EVANS, W. J.; FIATARONE, M. A.; HAGBERG, J.; MCAULEY, E.; STARTZELL, J. Exercício e atividade física para pessoas idosas. **Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde**, v. 3, n. 1, p. 48-78, 1998.

MCISAAC, T. L.; LAMBERG, E. M.; MURATORI, L. M. Building a framework for a dual task taxonomy. **BioMed research international**, v. 2015, 2015.

MENANT, J. C.; SCHOENE, D.; SAROFIM, M.; LORD, S. R. Single and dual task tests of gait speed are equivalent in the prediction of falls in older people: a

systematic review and meta-analysis. **Ageing research reviews**, v. 16, p. 83-104, 2014.

MELLENDEZ-CALDERON, A. SHIROTA, C.; BALASUBRAMANIAN, S. Estimating movement smoothness from inertial measurement units. **Frontiers in bioengineering and biotechnology**, v. 8, p. 1507, 2021.

MIRELMAN, A.; SHEMA, S.; MAIDAN, I.; HAUSDORFF, J. M. Gait. In: **Handbook of clinical neurology**. Elsevier, 2018. P. 119-134.

MONTERO-ODASSO, M.; et al. Consensus on shared measures of mobility and cognition: from the Canadian Consortium on Neurodegeneration in Aging (CCNA). **The Journals of Gerontology: Series A**, v. 74, n. 6, p. 897-909, 2019.

MONTERO-ODASSO, M.; SPEECHLEY, M. Falls in cognitively impaired older adults: implications for risk assessment and prevention. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 66, n. 2, p. 367-375, 2018.

MORELLI, N.; HEEBNER, N. R.; BERGIN, R. T.; QUINTANA, C.; HOCH, M. C. The effect of cognitive dual-tasks on dynamic postural sway during gait using inertial measurement units. **Physiological Measurement**, v. 41, n. 4, p. 045002, 2020.

MORSE, J. M. **Preventing patient falls**. Springer Publishing Company, 2008.

MORSE, J. M.; MORSE, R. M.; TYLKO, S. J. Development of a scale to identify the fall-prone patient. **Canadian Journal on Aging/La Revue canadienne du vieillissement**, v. 8, n. 4, p. 366-377, 1989.

NEUMANN, L. T. V.; ALBERT, S. M. Aging in Brazil. **The Gerontologist**, v. 58, n. 4, p. 611-617, 2018.

NEWMAN, M. A.; HIRSCH, M. A.; PEINDL, R. D.; HABET, N. A.; TSAI, T. J.; RUNYON, M. S.; HUYNH, T.; ZHENG, N.; CAROLINAS TRAUMA NETWORK RESEARCH GROUP. Reliability of the sub-components of the instrumented timed up and go test in ambulatory children with traumatic brain injury and typically developed controls. **Gait & posture**, v. 63, p. 248-253, 2018.

O'BRIEN, M. K.; HIDALGO-ARAYA, M. D.; MUMMIDISSETTY, C. K.; VALLERY, H.; GHAFARI, R.; ROGERS, J. A.; LIEBER, R.; JAYARAMAN, A. Augmenting clinical outcome measures of gait and balance with a single inertial sensor in age-ranged healthy adults. **Sensors**, v. 19, n. 20, p. 4537, 2019.

OBAS, V.; VASAN, R. S. The aging heart. **Clinical Science**, v. 132, n. 13, p. 1367-1382, 2018.

OBSERVA POA. População Idosa de Porto Alegre: Informação Demográfica e Socioeconômica. Porto Alegre: 2015.

ODDEN, M. C.; RAWLINGS, A. M.; ARNOLD, A. M.; CUSHMAN, M.; BIGGS, M. L.; PSATY, B. M.; NEWMAN, A. B. Patterns of Cardiovascular Risk Factors

in Old Age and Survival and Health Status at 90. **The Journals of Gerontology: Series A**, 2020.

OHZUNO, T.; USUDA, S. Cognitive-motor interference in post-stroke individuals and healthy adults under different cognitive load and task prioritization conditions. **Journal of physical therapy science**, v. 31, n. 3, p. 255-260, 2019.

OLIJ, B. F.; PANNEMAN, M. J.; VAN BEECK, E. F.; HAAGSMA, J. A.; HARTHOLT, K. A.; POLINDER, S. Fall-related healthcare use and mortality among older adults in the Netherlands, 1997–2016. **Experimental gerontology**, v. 120, p. 95-100, 2019.

OPPENHEIM, A. V.; HAMID, N. S.; WILLSKY, A. S. **Fourier series representation of periodic signals**. Prentice Hall, 1997.

ORGANIZAÇÃO DAS NAÇÕES UNIDAS BRASIL (ONU). Mundo terá 2 bilhões de idosos em 2050; OMS diz que 'envelhecer bem deve ser prioridade global'. 2015. Disponível em: <http://nacoesunidas.org>.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE (OMS). Envelhecimento ativo: uma política de saúde. Brasília: OMS, 2005. Disponível em: http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/envelhecimento_ativo.pdf.

OSOBA, M. Y.; RAO, A. K.; AGRAWAL, S. K.; LALWANI, A. K. Balance and gait in the elderly: A contemporary review. **Laryngoscope Investigative Otolaryngology**, v. 4, n. 1, p. 143-153, 2019.

PARADELA, E. M. P.; LOURENÇO, R. A.; VERAS, R. P. Validação da escala de depressão geriátrica em um ambulatório geral. **Revista de saúde pública**, v. 39, p. 918-923, 2005.

PARK, B. Y.; KIM, S.; CHO, Y. S. The cognitive loci of the display and task-relevant set size effects on distractor interference: Evidence from a dual-task paradigm. **Attention, Perception, & Psychophysics**, v. 80, n. 2, p. 337-351, 2018.

PAU, M.; CORONA, F.; PILI, R.; CASULA, C.; GUICCIARDI, M.; COSSU, G.; MURGIA, M. Quantitative assessment of gait parameters in people with Parkinson's disease in laboratory and clinical setting: Are the measures interchangeable?. **Neurology international**, v. 10, n. 2, 2018.

PAU, M.; MANDARESU, S.; PILLONI, G.; PORTA, M.; COGHE, G.; MARROSU, M. G.; COCCO, E. Smoothness of gait detects early alterations of walking in persons with multiple sclerosis without disability. **Gait & posture**, v. 58, p. 307-309, 2017.

PAU, M.; MULAS, I.; PUTZU, V.; ASONI, G.; VIALE, D.; MAMELI, I.; LEBAN, B.; ALLALI, G. Smoothness of gait in healthy and cognitively impaired individuals: a study on Italian elderly using wearable inertial sensor. **Sensors**, v. 20, n. 12, p. 3577, 2020.

- PEREIRA, S. G.; SANTOS, C. B. D.; DORING, M.; PORTELLA, M. R. Prevalence of household falls in long-lived adults and association with extrinsic factors. **Revista latino-americana de enfermagem**, v. 25, 2017.
- PICKFORD, C. G; FINDLOW, A. H.; KERR, A.; BANGER, M.; CLARKE-CORNWELL, A. M.; HOLLANDS, K. L.; QUINN, T.; GRANAT, M. H. Quantifying sit-to-stand and stand-to-sit transitions in free-living environments using the activPAL thigh-worn activity monitor. **Gait & posture**, v. 73, p. 140-146, 2019.
- PIERUCCINI-FARIA, F.; MONTERO-ODASSO, M. Obstacle Negotiation, Gait Variability, and Risk of Falling: Results From the "Gait and Brain Study". **The Journals of Gerontology: Series A**, v. 74, n. 9, p. 1422-1428, 2019.
- PILLONI, G.; CHOI, C.; COGHE, G.; COCCO, E.; KRUPP, L. B.; PAU, M.; CHARVET, L. E. Gait and Functional Mobility in Multiple Sclerosis: Immediate Effects of Transcranial Direct Current Stimulation (Tdcs) Paired With Aerobic Exercise. **Frontiers in Neurology**, v. 11, 2020.
- PINTO, C.; SCHUCH, C. P.; BALBINOT, G.; SALAZAR, A. P.; HENNIG, E. M.; KLEINER, A. F. R.; PAGNUSSAT, A. S. Movement smoothness during a functional mobility task in subjects with Parkinson's disease and freezing of gait—an analysis using inertial measurement units. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 16, n. 1, p. 110, 2019.
- PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 39, n. 2, p. 142-148, 1991.
- RAJAGOPALAN, R.; LITVAN, I.; JUNG, T-P. Fall prediction and prevention systems: recent trends, challenges, and future research directions. **Sensors**, v. 17, n. 11, p. 2509, 2017.
- RATTAN, S.I.S. Theories of biological aging: genes, proteins, and free radicals. **Free radical research**, v. 40, n. 12, p. 1230-1238, 2006.
- REINDERS, I.; VISSER, M.; SCHAAP, L. Body weight and body composition in old age and their relationship with frailty. **Current Opinion in Clinical Nutrition & Metabolic Care**, v. 20, n. 1, p. 11-15, 2017.
- RENGGLI, D.; GRAF, C.; TACHATOS, N.; SINGH, N.; MEBOLDT, M.; TAYLOR, W. R.; STIEGLITZ, L.; SCHMID DANERS, M. Wearable inertial measurement units for assessing gait in real-world environments. **Frontiers in physiology**, v. 11, p. 90, 2020.
- RHODES, S.; JAROSLAWSKA, A. J.; DOHERTY, J. M.; BELLETIER, C.; NAVEH-BENJAMIN, M.; COWAN, N.; CAMOS, V.; BARROUILLET, P.; LOGIE, R.H. Storage and processing in working memory: Assessing dual-task performance and task prioritization across the adult lifespan. **Journal of Experimental Psychology: General**, v. 148, n. 7, p. 1204, 2019.
- ROMAN, D.; MAHONEY, K.; MOHAMADI, A. Sarcopenia: What's in a name?. **Journal of the American Medical Directors Association**, v. 14, n. 2, p. 80-82, 2013.

- SAFARPOUR, M.; HOSSEINI, S. R.; MOHAMADZADE, M.; BIJANI, A.; FOTOUHI, A. Predictors of incidence of fall in elderly women; a six-month cohort study. **Bulletin of Emergency & Trauma**, v. 6, n. 3, p. 226, 2018.
- SAMPLE, R. B.; KINNEY, A. L.; JACKSON, K.; DIESTELKAMP, W.; BIGELOW, K. E. Identification of key outcome measures when using the instrumented timed up and go and/or posturography for fall screening. **Gait & Posture**, v. 57, p. 168-171, 2017.
- SANTIAGO, L. Â. M.; LIMA NETO, L. G.; SANTANA, P. V. A.; MENDES, P. C.; LIMA, W. K. R.; NAVARRO, F. Treinamento resistido reduz riscos cardiovasculares em idosos. **Revista brasileira de medicina do esporte**, v. 21, n. 4, p. 261-265, 2015.
- SEPPALA, L. J.; VAN DE GLIND, E. M.; DAAMS, J. G.; PLOEGMAKERS, K. J.; DE VRIES, M.; WERMELINK, A. M.; ... & CABALLERO-MORA, M. A. Fall-Risk-Increasing drugs: a systematic review and meta-analysis: III. Others. **Journal of the American Medical Directors Association**, v. 19, n. 4, p. 372. E1-372. E8, 2018.
- SGARBIERI, V. C.; PACHECO, M. T. B. Healthy human aging: intrinsic and environmental factors. **Brazilian Journal of Food Technology**, v. 20, 2017.
- SHIN, S-S.; YOO, W-G. Effects of gait velocity and center of mass acceleration during turning gait in old-old elderly women. **Journal of physical therapy science**, v. 27, n. 6, p. 1779-1780, 2015.
- SHUMWAY-COOK, Anne; WOOLLACOTT, Marjorie H. **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. Manole, 2003.
- SCHUCH, Clarissa Pedrini et al. Feasibility of a Short-Term Virtual Reality Balance Intervention to Improve Mobility Smoothness in Parkinson's Disease. **Frontiers in Virtual Reality**, v. 1, p. 7, 2020.
- SILVA, R. J. M.; DIAS, S. M. S.; PIAZZA, L. Desempenho em atividades de simples e dupla tarefas de idosos institucionalizados que realizam e não realizam fisioterapia. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 24, n. 2, p. 149-156, 2017.
- SIQUEIRA, F. V.; FACCHINI, L. A.; SILVEIRA, D. S. D.; PICCINI, R. X.; TOMASI, E.; THUMÉ, E.; SILVA, S. M.; DILÉLIO, A. Prevalence of falls in elderly in Brazil: a countrywide analysis. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 27, n. 9, p. 1819-1826, 2011.
- SOARES BRANCO, P. Validação da Versão Portuguesa da "Activities-specific Balance Confidence Scale". **Revista Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação**, p. 20-25, 2010.
- SPEDDEN, M. E.; CHOI, J. T.; NIELSEN, J. B.; GEERTSEN, S. S. Corticospinal control of normal and visually guided gait in healthy older and younger adults. **Neurobiology of Aging**, v. 78, p. 29-41, 2019.
- SRI-ON, J.; TIRRELL, G. P.; BEAN, J. F.; LIPSITZ, L. A.; LIU, S. W. Revisit, subsequent hospitalization, recurrent fall, and death within 6 months after a fall

among elderly emergency department patients. **Annals of emergency medicine**, v. 70, n. 4, p. 516-521. E2, 2017.

STEFFEN, T. M.; HACKER, T. A.; MOLLINGER, L. Age-and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and gait speeds. **Physical therapy**, v. 82, n. 2, p. 128-137, 2002.

SUN, R.; SOSNOFF, J. J. Novel sensing technology in fall risk assessment in older adults: a systematic review. **BMC geriatrics**, v. 18, n. 1, p. 14, 2018.

SUNDERARAMAN, P.; MAIDAN, I.; KOZLOVSKI, T.; APA, Z.; MIRELMAN, A.; HAUSDORFF, J. M.; STERN, Yaakov. Differential associations between distinct components of cognitive function and mobility: implications for understanding aging, turning and dual-task walking. *Frontiers in aging neuroscience*, v. 11, p. 166, 2019.

SYLOS-LABINI, F.; ZAGO, M.; A GUERTIN, P.; LACQUANITI, F.; P IVANENKO, Y. Muscle coordination and locomotion in humans. **Current pharmaceutical design**, v. 23, n. 12, p. 1821-1833, 2017.

TAYLOR, M. E.; DELBAERE, K.; MIKOLAIZAK, A. S.; LORD, S. R.; CLOSE, J. C. Gait parameter risk factors for falls under simple and dual task conditions in cognitively impaired older people. **Gait & posture**, v. 37, n. 1, p. 126-130, 2013.

TEO, C. L.; BURDET, E.; LIM, H. P. A robotic teacher of Chinese handwriting. In: *Proceedings 10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. HAPTICS 2002*. IEEE, 2002. P. 335-341.

THANAN, R.; OIKAWA, S.; HIRAKU, Y.; OHNISHI, S.; MA, N.; PINLAOR, S.; YONGVANIT, P.; KAWANISHI, S.; MURATA, M. Oxidative stress and its significant roles in neurodegenerative diseases and cancer. **International journal of molecular sciences**, v. 16, n. 1, p. 193-217, 2015.

THIGPEN, M. T.; LIGHT, K. E.; CREEL, G. L.; FLYNN, S. M. Turning difficulty characteristics of adults aged 65 years or older. **Physical Therapy**, v. 80, n. 12, p. 1174-1187, 2000.

TINETTI, M. E.; RICHMAN, D.; POWELL, L. Falls efficacy as a measure of fear of falling. **Journal of gerontology**, v. 45, n. 6, p. P239-P243, 1990.

TOMAS-CARUS, P.; BIEHL-PRINTES, C.; PEREIRA, C.; VEIGA, G.; COSTA, A.; COLLADO-MATEO, D. Dual task performance and history of falls in community-dwelling older adults. **Experimental gerontology**, v. 120, p. 35-39, 2019.

VALENZUELA RUIZ, P. L.; CASTILLO GARCÍA, A.; MORALES ROJAS, J. S.; IZQUIERDO GABARREN, M.; SERRA REXACH, J. A.; SANTOS LOZANO, A.; LUCÍA MULAS, A. Physical Exercise in the Oldest Old. 2019.

VAN ANCUM, J. M.; PIJNAPPELS, M.; JONKMAN, N. H.; SCHEERMAN, K.; VERLAAN, S.; MESKERS, C. G.; MAIER, A. B. Muscle mass and muscle

strength are associated with pre-and post-hospitalization falls in older male inpatients: a longitudinal cohort study. **BMC geriatrics**, v. 18, n. 1, p. 116, 2018.

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR, J. C. **Dynamics of human gait**. Human Kinetics, 1992.

VENEMA, D. M.; HANSEN, H.; HIGH, R.; GOETSCH, T.; SIU, K. C. Minimal detectable change in dual-task cost for older adults with and without cognitive impairment. **Journal of Geriatric Physical Therapy**, v. 42, n. 4, p. E32-E38, 2019.

VENTURA, J. D.; KLUTE, G. K.; NEPTUNE, R. R. Individual muscle contributions to circular turning mechanics. **Journal of Biomechanics**, v. 48, n. 6, p. 1067-1074, 2015.

VENTURELLI, M.; REGGIANI, C.; RICHARDSON, R. S.; SCHENA, F. Skeletal muscle function in the oldest-old: the role of intrinsic and extrinsic factors. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 46, n. 3, p. 188, 2018.

VERMA, S. K.; WILLETTS, J. L.; CORNS, H. L.; MARUCCI-WELLMAN, H. R.; LOMBARDI, D. A.; COURTNEY, T. K. Falls and fall-related injuries among community-dwelling adults in the United States. **PloS one**, v. 11, n. 3, p. e0150939, 2016.

VERVOORT, D.; VUILLERME, N.; KOSSE, N.; HORTOBÁGYI, T.; LAMOTH, C. J. Multivariate analyses and classification of inertial sensor data to identify aging effects on the Timed-Up-and-Go test. **PloS One**, v. 11, n. 6, p. e0155984, 2016.

WEISS, A.; HERMAN, T.; PLOTNIK, M.; BROZGOL, M.; GILADI, N.; HAUSDORFF, J. M. An instrumented timed up and go: the added value of an accelerometer for identifying fall risk in idiopathic fallers. **Physiological measurement**, v. 32, n. 12, p. 2003, 2011.

WEISS, A.; MIRELMAN, A.; BUCHMAN, A. S.; BENNETT, D. A.; HAUSDORFF, J. M. Using a body-fixed sensor to identify subclinical gait difficulties in older adults with IADL disability: maximizing the output of the timed up and go. **PloS one**, v. 8, n. 7, p. e68885, 2013.

WEISS, A.; MIRELMAN, A.; GILADI, N.; BARNES, L. L.; BENNETT, D. A.; BUCHMAN, A. S.; HAUSDORFF, J. M. Transition between the timed up and go turn to sit subtasks: is timing everything?. **Journal of the American Medical Directors Association**, v. 17, n. 9, p. 864. E9-864. E15, 2016.

WESTBURY, L. D.; SYDDALL, H. E.; FUGGLE, N. R.; DENNISON, E. M.; CAULEY, J. A.; SHIROMA, E. J.; FIELDING, R. A.; NEWMAN, A. B.; COOPER, C. Long-term rates of change in musculoskeletal aging and body composition: findings from the Health, Aging and Body Composition Study. **Calcified Tissue International**, p. 1-9, 2020.

WINTER, David A. **Biomechanics and motor control of human movement**. John Wiley & Sons, 2009.

WITCHEL, H. J.; OBERNDORFER, C.; NEEDHAM, R.; HEALY, A.; WESTLING, C. E.; GUPPY, J. H.; BUSH, J.; BARTH, J.; HERBERZ, C.; ROGGEN, D.; ESKOFIER, B. M.; RASHID, W.; CHOCKALINGAM, N.; KLUCKEN, J. Thigh-derived inertial sensor metrics to assess the sit-to-stand and stand-to-sit transitions in the timed up and go (TUG) task for quantifying mobility impairment in multiple sclerosis. **Frontiers in neurology**, v. 9, p. 684, 2018.

WONG, H.; HEUBERGER, R.; LOGOMARSINO, J.; HEWLINGS, S. Associations between alcohol use, polypharmacy and falls in older adults. **Nursing older people**, v. 28, n. 1, 2016.

WYSS-CORAY,. Ageing, neurodegeneration and brain rejuvenation. **Nature**, v. 539, n. 7628, p. 180-186, 2016.

YANG, N. P.; HSU, N. W.; LIN, C. H.; CHEN, H. C.; TSAO, H. M.; LO, S. S.; CHOU, P. Relationship between muscle strength and fall episodes among the elderly: the Yilan study, Taiwan. **BMC geriatrics**, v. 18, n. 1, p. 90, 2018.

ZAFERIOU, A. M.; OJEDA, L.; CAIN, S. M.; VITALI, R. V.; DAVIDSON, S. P.; STIRLING, L.; PERKINS, N. C. Quantifying performance on an outdoor agility drill using foot-mounted inertial measurement units. **PloS one**, v. 12, n. 11, p. e0188184, 2017.

ZARZECZNY, R.; NAWRAT-SZOŁTYSIK, A.; POLAK, A.; MALISZEWSKI, J.; KIEŁTYKA, A.; MATYJA, B.; DUDEK, M.; ZBOROWSKA, J.; WAJDMAN, A. Aging effect on the instrumented Timed-Up-and-Go test variables in nursing home women aged 80–93 years. **Biogerontology**, v. 18, n. 4, p. 651-663, 2017.

ZENG, Y.; FENG, Q.; HESKETH, T.; CHRISTENSEN, K.; VAUPEL, J. Improvements in survival and activities of daily living despite declines in physical and cognitive functioning among the oldest-old in China—Evidence from a cohort study. **Lancet (London, England)**, v. 389, n. 10079, p. 1619, 2017.

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

O (a) senhor (a) está sendo convidado(a) para participar de um estudo que se chama **“EFEITOS DA DUPLA TAREFA COGNITIVO-MOTORA SOBRE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS DA MARCHA NÃO LINEAR DE LONGEVOS CAIDORES E NÃO CAIDORES”**, que será realizado pela pesquisadora Fabiane de Oliveira Brauner, aluna do curso de mestrado em Gerontologia Biomédica do Instituto de Geriatria e Gerontologia (IGG) da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), sob orientação do Prof. Dr. Régis Gemerasca Mestriner.

O estudo tem a finalidade de avaliar pessoas com 85 anos de idade ou mais que sejam capazes de caminhar sem a ajuda de outras pessoas, não importando se você já teve ou não alguma experiência prévia de queda ao chão. Estas idades foram escolhidas porque sabemos que é a faixa etária em que as pessoas geralmente apresentam maiores dificuldades para caminhar sem nenhum tipo de auxílio. Para tanto, nós iremos utilizar os dados da sua avaliação prévia, realizada em visita anterior pelo projeto do AMPAL (Atenção Multiprofissional ao Longevo). Nós também precisaremos confirmar alguns aspectos gerais da sua saúde, por meio de algumas perguntas (sobre o uso de remédios no seu dia a dia, sobre a existência de doenças prévias ou atuais) e mediremos seu peso, altura e a pressão arterial. Além disso, faremos algumas perguntas sobre como você se sente atualmente (por exemplo, satisfeito, feliz ou triste) com relação a alguns aspectos da sua vida. São perguntas de um questionário validado cientificamente que busca identificar se existe algum risco de você estar apresentando sintomas de comportamento depressivo. Após, iremos perguntar também sobre a sua preocupação em sofrer quedas durante o seu dia a dia. Finalmente, nós utilizaremos um aparelho, parecido com um pequeno telefone celular, que se chama “sensor inercial”. Este aparelho ficará posicionado em suas costas (na coluna lombar), com o auxílio de uma cinta elástica (*neoprene*) que o prenderá ao seu corpo. Você precisará utilizá-lo apenas durante o momento dos testes de caminhada e, após, será imediatamente retirado. O equipamento não emite nenhum tipo de radiação em níveis perigosos para a sua saúde e não machuca. Você sentirá, apenas, como se estivesse caminhando, confortavelmente, usando uma cinta elástica. O máximo que pode acontecer é de sua pele ficar um pouco vermelha após o

teste, retornado ao normal poucos minutos após a avaliação. O equipamento pode ser utilizado sobre a sua roupa, o que minimiza muitíssimo a chance de você ter este desconforto. Com o uso deste sensor, nós mediremos os seus movimentos durante alguns momentos em que você caminha em um teste chamado tempo de levantar e ir (do inglês, *Timed up and go*). Este teste consiste em caminhar três metros e retornar novamente à posição inicial, caminhando por novos três metros. Durante o dia de sua avaliação na pesquisa, o teste será repetido algumas vezes para assegurarmos que você está caminhando da forma mais natural possível (em geral, 6 vezes). Todas as tentativas do teste também serão filmadas, com o intuito de melhor analisar a sua marcha. Você poderá descansar quantas vezes e o quanto tempo desejar durante a realização das repetições. Além disso, durante algumas destas repetições, nós iremos pedir para você dizer os dias da semana de trás para frente simultaneamente, por exemplo, sexta, quinta, quarta, terça, segunda, domingo, sábado, sexta. Não se preocupe se você irá acertar ou não, pois o importante para nós é apenas que você tente fazê-lo da melhor forma que conseguir. O objetivo disto é vermos como você executa a caminhada enquanto está fazendo outra atividade cognitiva ao mesmo tempo. Cabe ressaltar que ninguém lhe julgará individualmente quanto ao seu desempenho nestes testes e seu nome será mantido em absoluto sigilo. Será filmada a execução do teste e estas medidas poderão nos auxiliar a entender em que momentos da marcha o risco de quedas pode ser mais elevado em pessoas da sua idade. Isto é um passo importante para desenvolvermos melhores avaliações e tratamentos para longevos que possuem risco de quedas.

Caso seja de seu costume diário, você poderá usar algum dispositivo auxiliar de marcha, como uma bengala, durante os testes, já que queremos que sua caminhada ocorra da forma mais usual possível. Sempre haverá um pesquisador posicionado próximo a você durante o seu caminhar para que, caso necessite, possa segurá-lo (a) evitando uma queda ao solo. Os testes poderão ser interrompidos caso você se sinta cansado (a) ou não se sinta à vontade para continuar.

Pelo presente Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, declaro que fui informado (a), de forma clara, sobre os objetivos do estudo, sua justificativa e os procedimentos aos quais serei submetido (a). A participação nesse estudo é voluntária, sendo possível a desistência a qualquer momento, sem a necessidade de aviso prévio ao pesquisador. Estou ciente de que os resultados

serão utilizados para a elaboração de uma dissertação de mestrado e poderão ser publicados em revistas científicas.

Também fui esclarecido (a) que minha identidade será mantida no mais rigoroso sigilo e que terei o direito de obter informações sobre qualquer aspecto da pesquisa, antes, durante ou depois de seu desenvolvimento. Também fui informado (a) que todos os cuidados possíveis serão tomados para minimizar os riscos de queda durante a minha participação no estudo. No entanto, caso ocorra eventual dano à minha saúde e integridade física que esteja relacionado aos testes propostos pela pesquisa, como, por exemplo, uma queda inesperada e imprevisível ao chão durante a realização dos testes da pesquisa, receberá, gratuitamente e pelo período que perdurar eventual incapacitação, toda a assistência médica, farmacêutica, psicológica e demais necessárias para seu pronto restabelecimento.

Cabe ressaltar, ainda, que a participação neste estudo não terá despesas para o participante, nem ressarcimento para o mesmo. Sua participação, apenas, contribuirá para o desenvolvimento do conhecimento na área da gerontologia e da saúde humana.

Questionamentos e esclarecimentos também poderão ser respondidos a qualquer tempo contatando os pesquisadores responsáveis pelo desenvolvimento desta Pesquisa, a mestrande Fabiane de Oliveira Brauner, pelo telefone (51) 992503399, ou o Professor responsável, o Dr. Régis Gemerasca Mestriner, pelo telefone (51) 999659691. Caso você ainda possua dúvidas de conteúdo ético que não tenham sido esclarecidas em contato com os pesquisadores responsáveis, o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS está a sua disposição para auxiliá-lo, no seguinte telefone, endereço e horários:

Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS

Av. Ipiranga 6681, Prédio 50 – Sala 703

Porto Alegre/RS – Brasil – CEP 90619-900

Telefone: Fone/Fax: (51) 3320.3345

E-mail: cep@pucrs.br

Horário de Atendimento: De segunda à sexta, das 8h às 12h e das 13h e 30min às 17h.

Porto Alegre, ____ de _____ de 201__.

Participante da Pesquisa: _____

Assinatura: _____

Pesquisador: _____

Assinatura: _____

APÊNDICE B – INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS GERAIS E CLÍNICOS

Nº do participante: _____

Data avaliação estudo: ____/____/____

DADOS DE IDENTIFICAÇÃO:

Nome _____ Completo: _____

Data de nascimento: ____/____/____

Endereço: _____

E-mail: _____

Bairro: _____

Contato: (____) _____

Estado Civil: _____

Peso: _____

Altura: _____

Critérios de exclusão:

Compreende comandos verbais: () Não () Sim

OBS: _____

Déficit sensorial: () Não () Sim - () Auditivo - _____

() Visual _____

OBS: _____

Possui seqüela motora (ortopédica, vascular ou neurológica) importante:

() Não () Sim

OBS: _____

Faz uso de andador: () Não () Sim

OBS: _____

Apresenta dor em membros inferiores e/ou coluna: () Não () Sim

Localização: _____

OBS: _____

Fumante: () Não () Sim

Ingere bebida alcoólica frequentemente: () Não () Sim Quantos dias na semana: _____

CARACTERÍSTICAS SOCIODEMOGRÁFICAS:

Gênero: () Masculino () Feminino () Outros, qual: _____ Idade: _____ anos

Escolaridade: () Analfabetos () 1 a 3 anos () 4 a 7 anos () > 7 anos

CARACTERÍSTICAS CLÍNICAS:

Presença de Multimorbidades: () Não () Sim
Quantas: _____

Quais: _____

Uso de medicamentos: () Não () Sim
Quantos: _____

Quais: _____

QUEDA:

Queda (nos últimos seis meses): () Não () Sim - Quantas vezes: _____

OBS:

Com que frequência você tem medo de cair?

() Nunca () Às vezes () Sempre

Quando você sente este medo de cair?

SINAIS VITAIS PRÉ-TESTE:

Pressão Arterial (PA): _____ mmHg

APÊNDICE C - PARECER APROVAÇÃO CEP

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE
CATÓLICA DO RIO GRANDE
DO SUL - PUC/RS

**COMPROVANTE DE ENVIO DO PROJETO****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: EFEITOS DA DUPLA TAREFA COGNITIVO-MOTORA SOBRE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS DA MARCHA NÃO-LINEAR DE LONGEVOS CAIDORES E NÃO CAIDORES

Pesquisador: Régis Gemerasca Mestriner

Versão: 1

CAAE: 74697817.0.0000.5336

Instituição Proponente: UNIAO BRASILEIRA DE EDUCACAO E ASSISTENCIA

DADOS DO COMPROVANTE

Número do Comprovante: 099196/2017

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

Informamos que o projeto EFEITOS DA DUPLA TAREFA COGNITIVO-MOTORA SOBRE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS DA MARCHA NÃO-LINEAR DE LONGEVOS CAIDORES E NÃO CAIDORES que tem como pesquisador responsável Régis Gemerasca Mestriner, foi recebido para análise ética no CEP Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul - PUC/RS em 29/08/2017 às 15:48.

Endereço: Av.Ipiranga, 6681, prédio 50, sala 703

Bairro: Partenon

CEP: 90.619-900

UF: RS

Município: PORTO ALEGRE

Telefone: (51)3320-3345

Fax: (51)3320-3345

E-mail: cep@pucrs.br

APÊNDICE D – PARECER APROVAÇÃO EMENDA

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE
CATÓLICA DO RIO GRANDE
DO SUL - PUC/RS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DA EMENDA

Título da Pesquisa: EFEITOS DA DUPLA TAREFA COGNITIVO-MOTORA SOBRE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS DA MARCHA NÃO-LINEAR DE LONGEVOS CAIDORES E NÃO CAIDORES

Pesquisador: Régis Gemerasca Mestriner

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 74697817.0.0000.5336

Instituição Proponente: UNIAO BRASILEIRA DE EDUCACAO E ASSISTENCIA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.317.838

Apresentação do Projeto:

O pesquisador principal Régis Gemerasca Mestriner, responsável pelo projeto com número de CAAE 74697817.0.0000.5336 e Título: EFEITOS DA DUPLA TAREFA COGNITIVO-MOTORA SOBRE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS DA MARCHA NÃO-LINEAR DE LONGEVOS CAIDORES E NÃO CAIDORES encaminhou ao CEP-PUCRS emenda contendo os seguintes documentos: novo TCLE, Emenda (E1)

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Avaliar as variáveis biomecânicas durante a marcha não linear de longevos caidores e não caidores, em seu ambiente de domicílio.

Objetivo Secundário:

- Avaliar o desempenho da marcha de longevos caidores e não caidores, utilizando os seguintes parâmetros biomecânicos: a) tempo total de execução do teste; b) velocidade de execução da marcha, c) velocidade de rotação corporal durante a virada/giro médio e final (em giro de 180°); d) comprimento da passada (relativo e absoluto); e) tempo e proporção entre as fases de apoio simples e duplo nas diferentes fases do teste; f) tempo em apoio unipodal durante o giro de 180°; g) relação entre o tempo em apoio duplo e apoio

Endereço: Av. Ipiranga, 6681, prédio 50, sala 703

Bairro: Partenon

CEP: 90.619-900

UF: RS

Município: PORTO ALEGRE

Telefone: (51)3320-3345

Fax: (51)3320-3345

E-mail: cep@pucls.br

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE
CATÓLICA DO RIO GRANDE
DO SUL - PUC/RS



Continuação do Parecer: 3.317.838

simples nas fases linear e não linear do teste de marcha;

h) número de passos adaptativos durante a virada/giro de 180°.- Analisar se o volume de atividade física realizado pelo longo pode interferir nas

características biomecânicas da marcha de longevos caidores e não caidores. Analisar se o desempenho cognitivo em teste de rastreio (MEEM)

pode influenciar nas características cinemáticas supracitadas da marcha de longevos caidores e não caidores.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Foram devidamente apresentados.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Sem comentários.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os termos foram apresentados.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

Diante do exposto, o CEP-PUCRS, de acordo com suas atribuições definidas na Resolução CNS nº 466 de 2012 e a Norma Operacional nº 001 de 2013 do CNS, manifesta-se pela aprovação da emenda ao projeto de pesquisa EFEITOS DA DUPLA TAREFA COGNITIVO-MOTORA SOBRE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS DA MARCHA NÃO-LINEAR DE LONGEVOS CAIDORES E NÃO CAIDORES proposto por Régis Gemerasca Mestriner com número de CAAE 74697817.0.0000.5336.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_134554_0_E1.pdf	29/04/2019 16:54:10		Aceito
Outros	Emenda_E1a.pdf	29/04/2019 16:52:58	Régis Gemerasca Mestriner	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_emenda_CEP.pdf	29/04/2019 16:38:44	Régis Gemerasca Mestriner	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Carta_Autorizacao_LAPAFI.pdf	16/08/2017 15:34:10	Régis Gemerasca Mestriner	Aceito

Endereço: Av. Ipiranga, 6681, prédio 50, sala 703

Bairro: Partenon

CEP: 90.619-900

UF: RS

Município: PORTO ALEGRE

Telefone: (51)3320-3345

Fax: (51)3320-3345

E-mail: cep@puhrs.br

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE
CATÓLICA DO RIO GRANDE
DO SUL - PUC/RS



Continuação do Parecer: 3.317.838

Declaração de Pesquisadores	Carta_Autorizacao_Angelo.pdf	16/08/2017 15:34:00	Régis Gemerasca Mestriner	Aceito
Orçamento	Orcamento.pdf	16/08/2017 15:33:01	Régis Gemerasca Mestriner	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Documento_Unificado.pdf	16/08/2017 15:32:30	Régis Gemerasca Mestriner	Aceito
Folha de Rosto	Folha_Rosto.pdf	16/08/2017 15:29:11	Régis Gemerasca Mestriner	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

PORTO ALEGRE, 10 de Maio de 2019

Assinado por:

Paulo Vinicius Sporleder de Souza
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Ipiranga, 6681, prédio 50, sala 703

Bairro: Partenon

CEP: 90.619-900

UF: RS

Município: PORTO ALEGRE

Telefone: (51)3320-3345

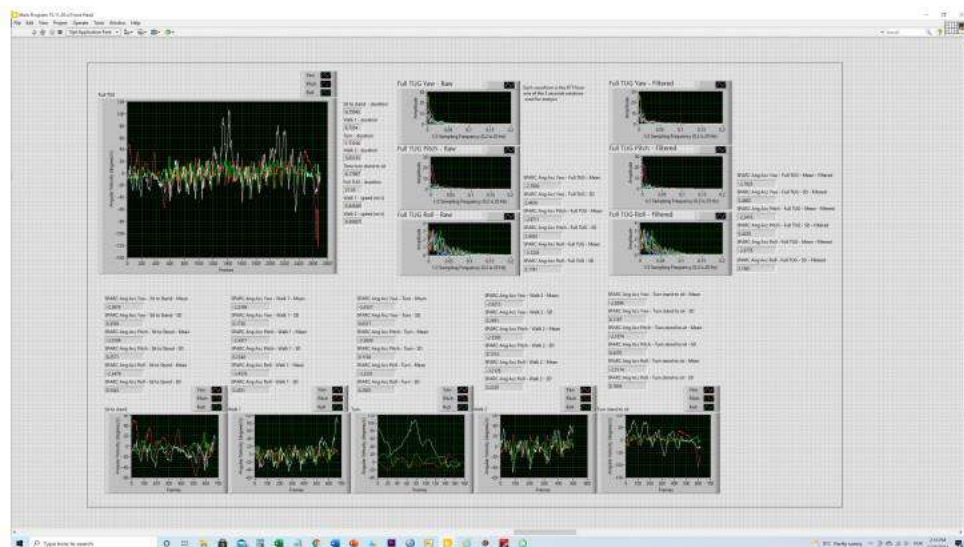
Fax: (51)3320-3345

E-mail: cep@pucrs.br

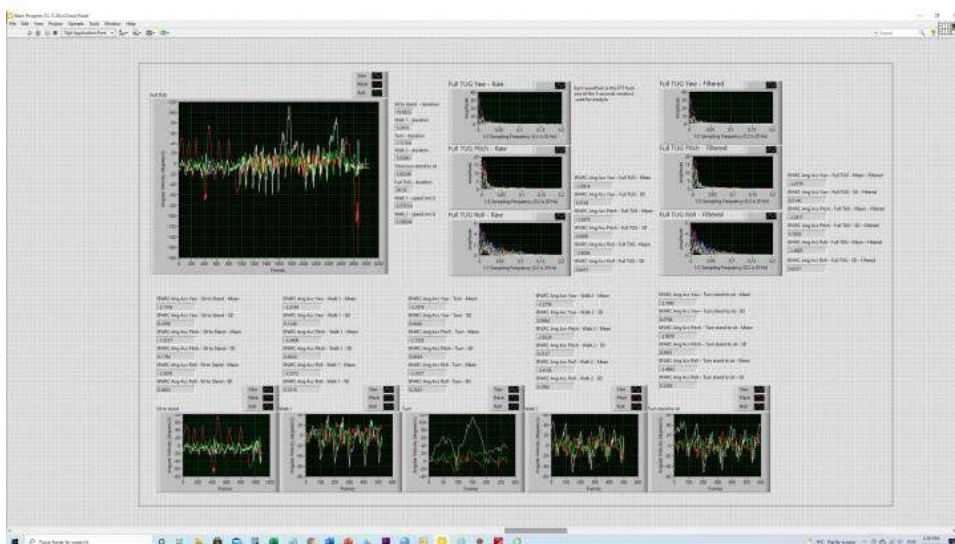
APÊNDICE E – SINAIS NO LABVIEW

Sujeito 1

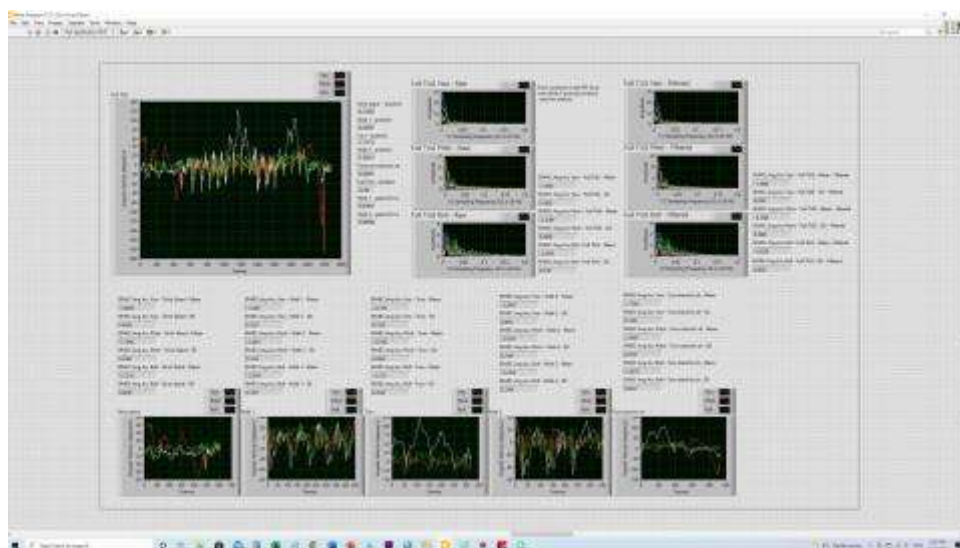
Trial 1



Trial 2

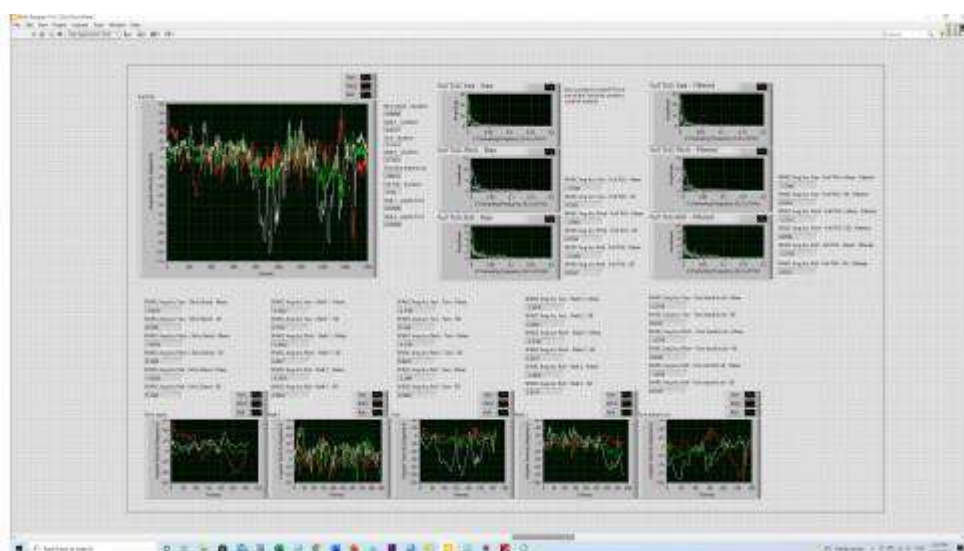


Trial 3

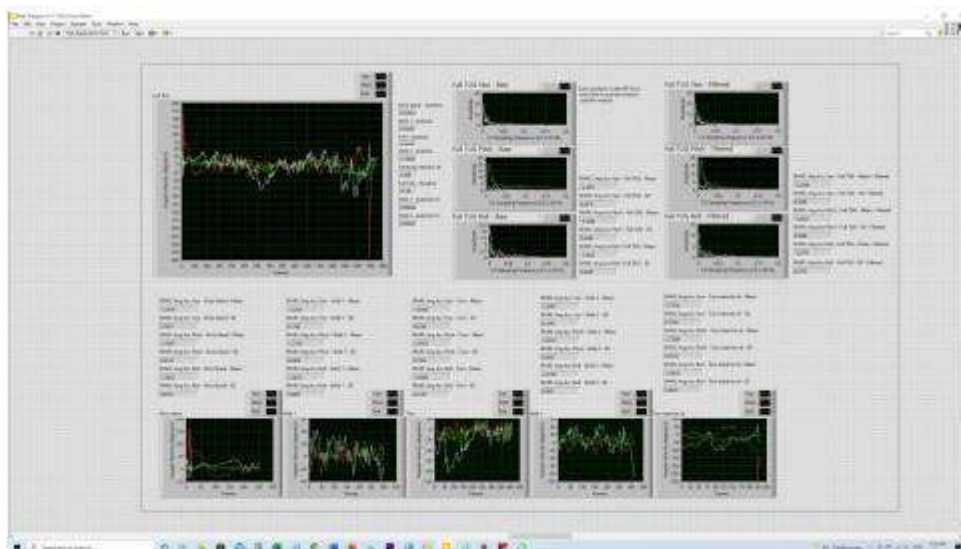


Sujeito 2

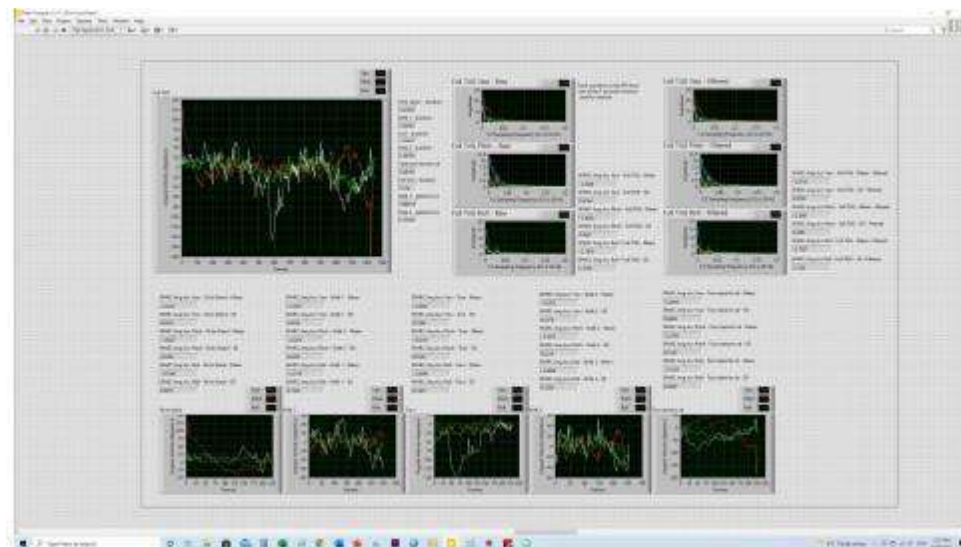
Trial 1



Trial 2

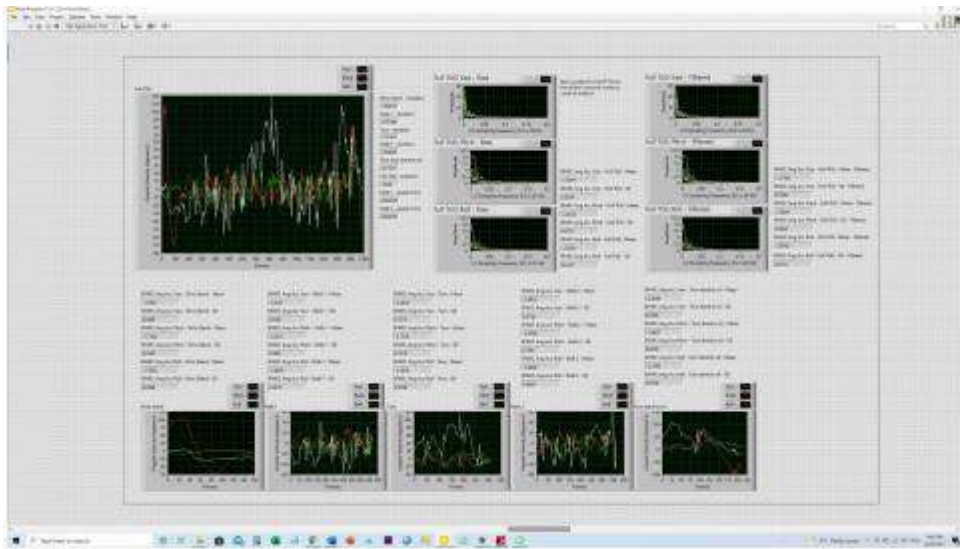


Trial 3

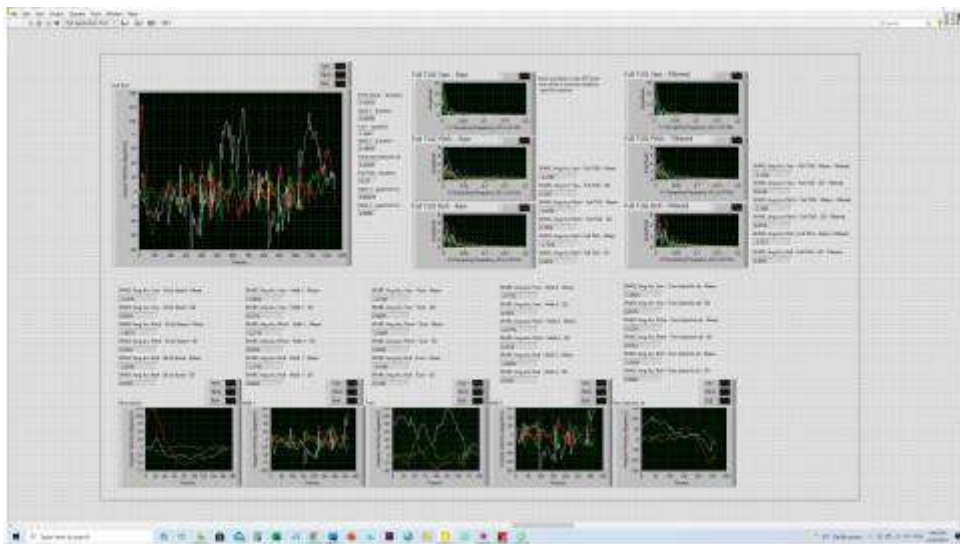


Sujeito 3

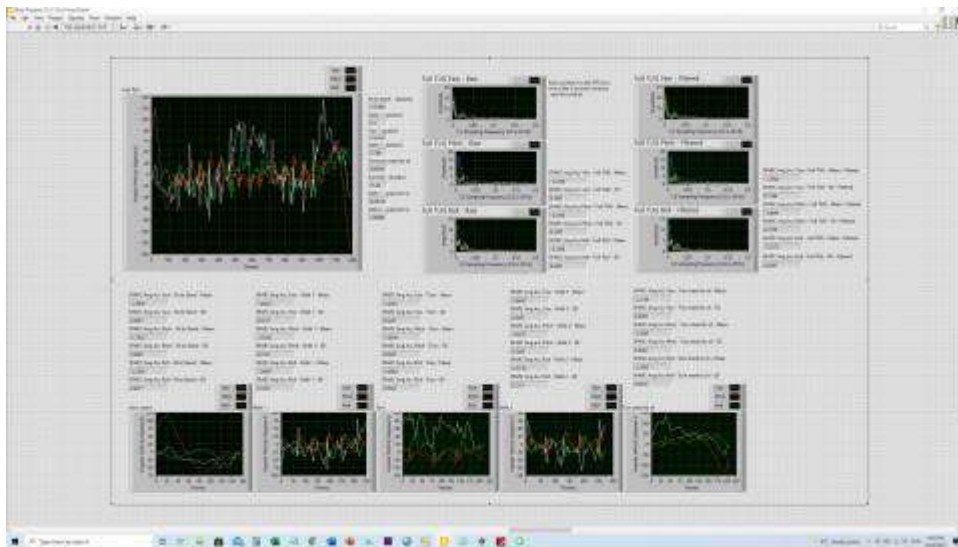
Trial 1



Trial 2



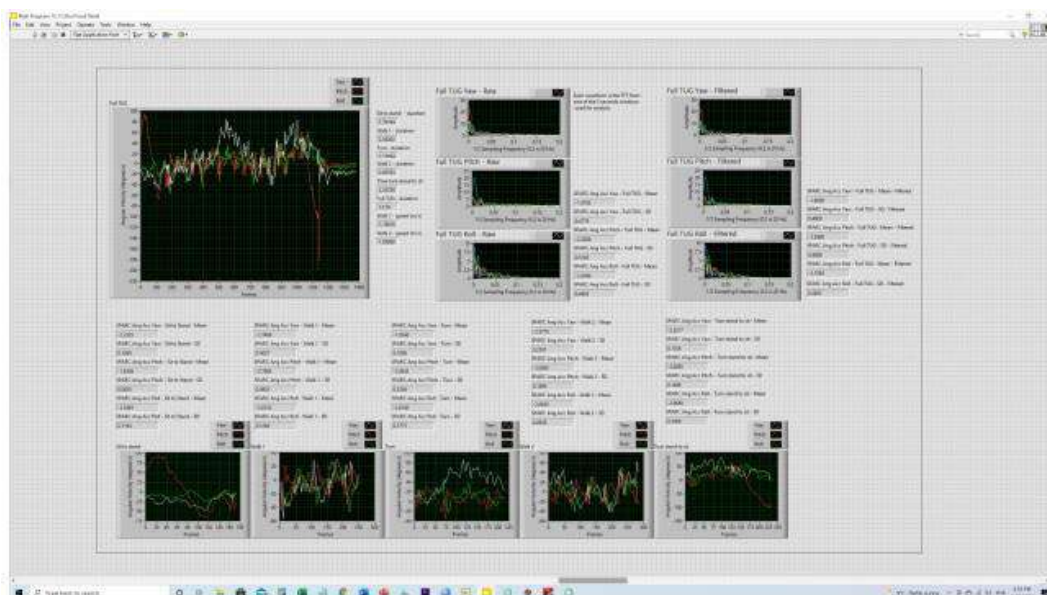
Trial 3



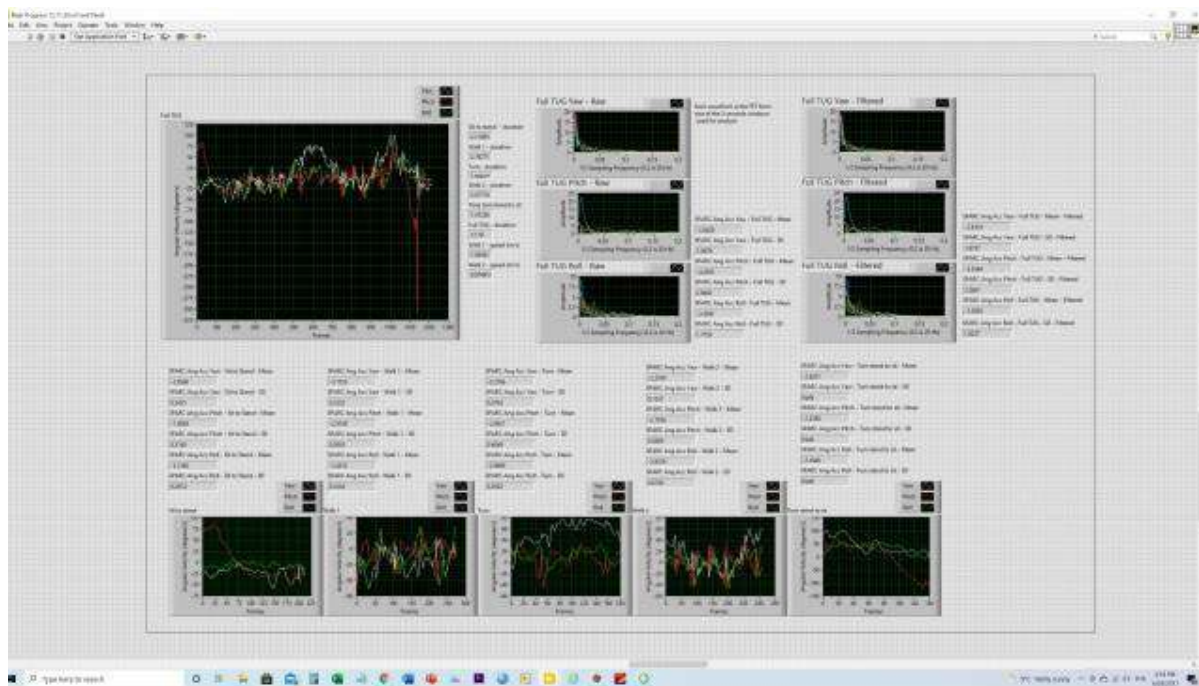
Sujeito 4

Trial 1 Artifact

Trial 2



Trial 3

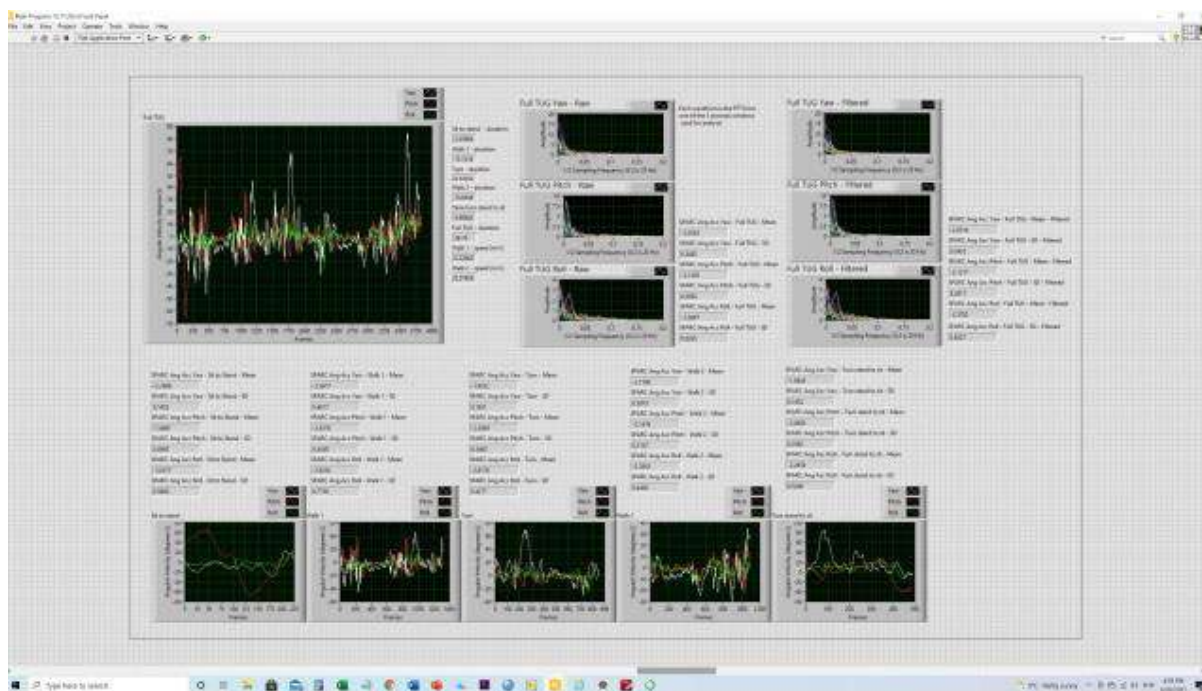


Sujeito 5

Trial 1



Trial 2

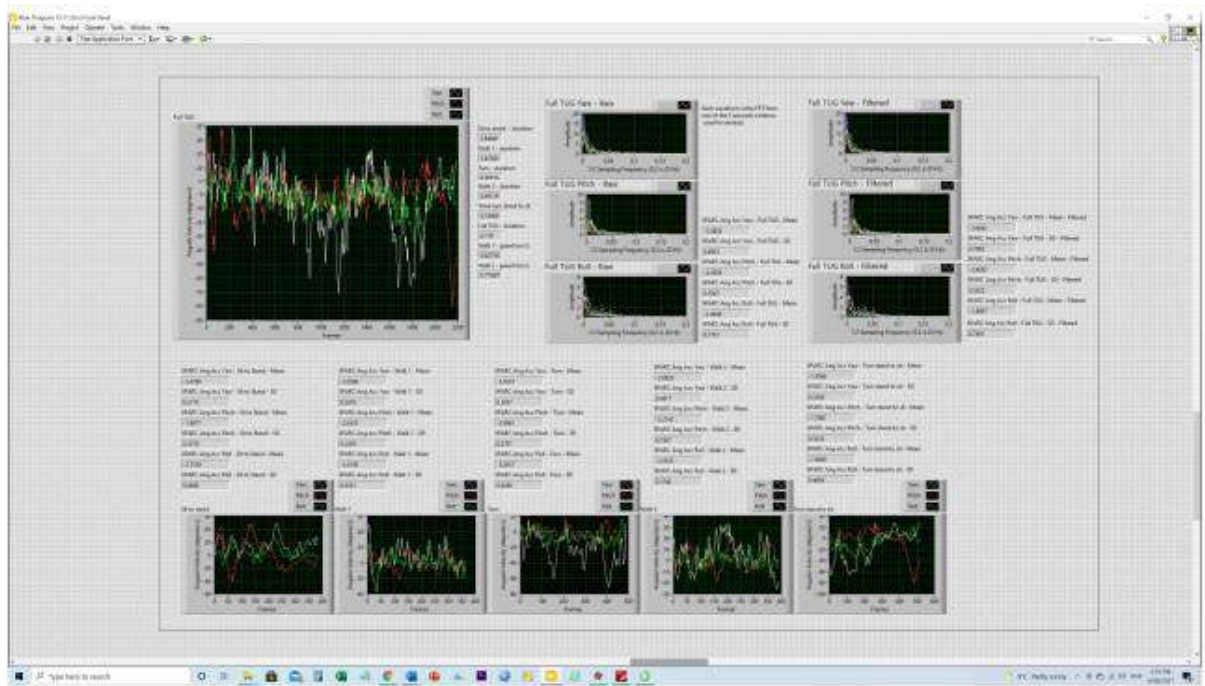


Trial 3

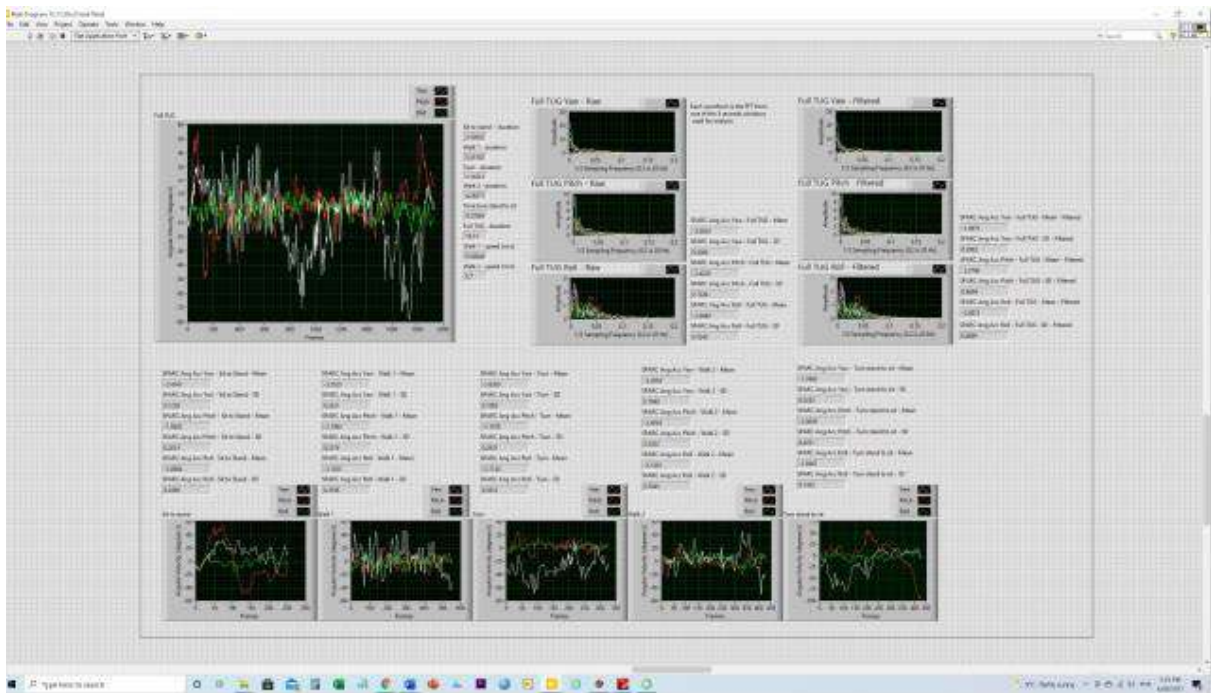


Sujeito 6

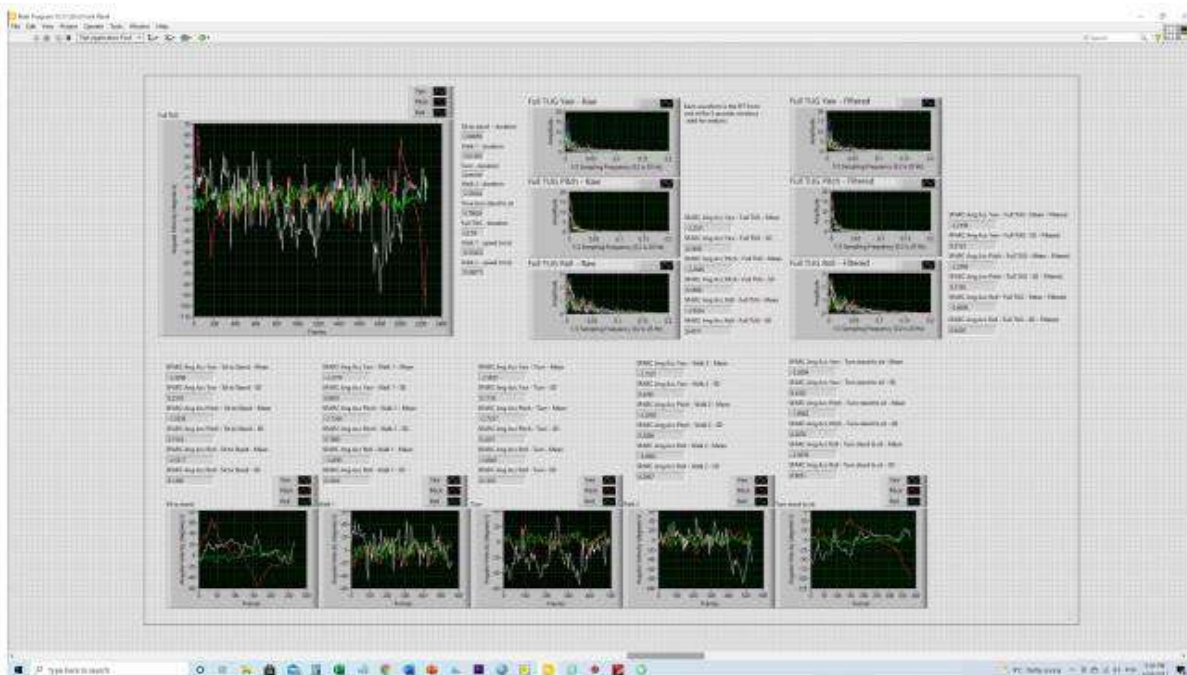
Trial 1



Trial 2



Trial 3

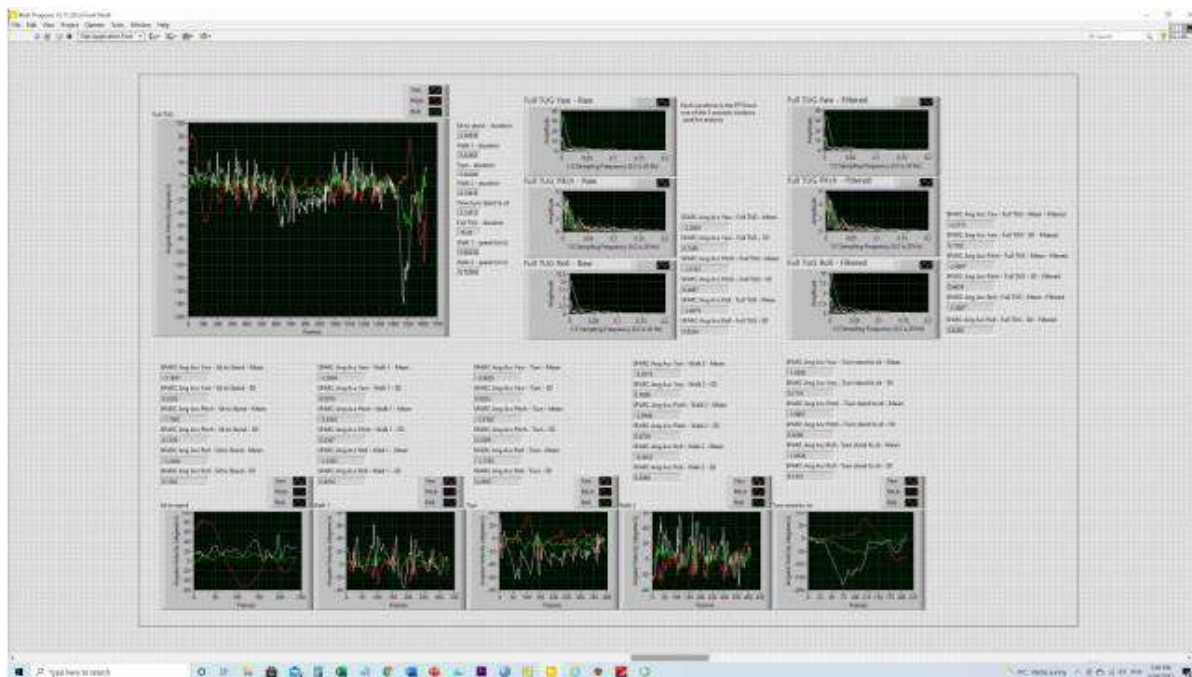


Sujeito 7

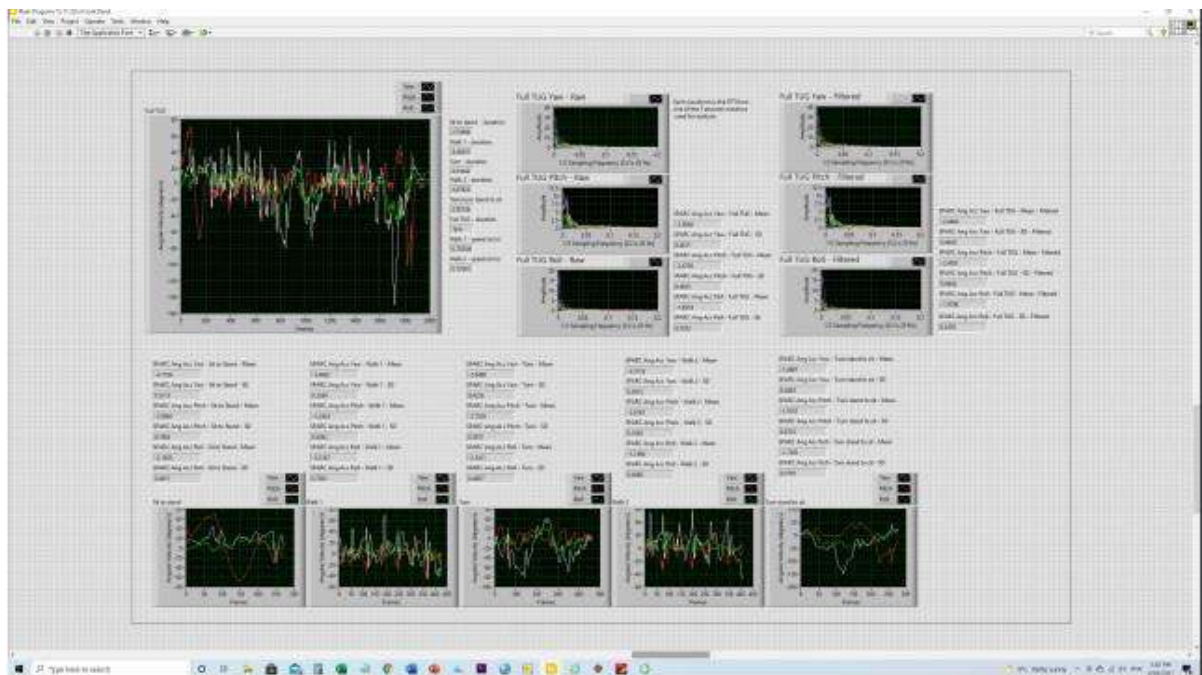
Trial 1



Trial 2

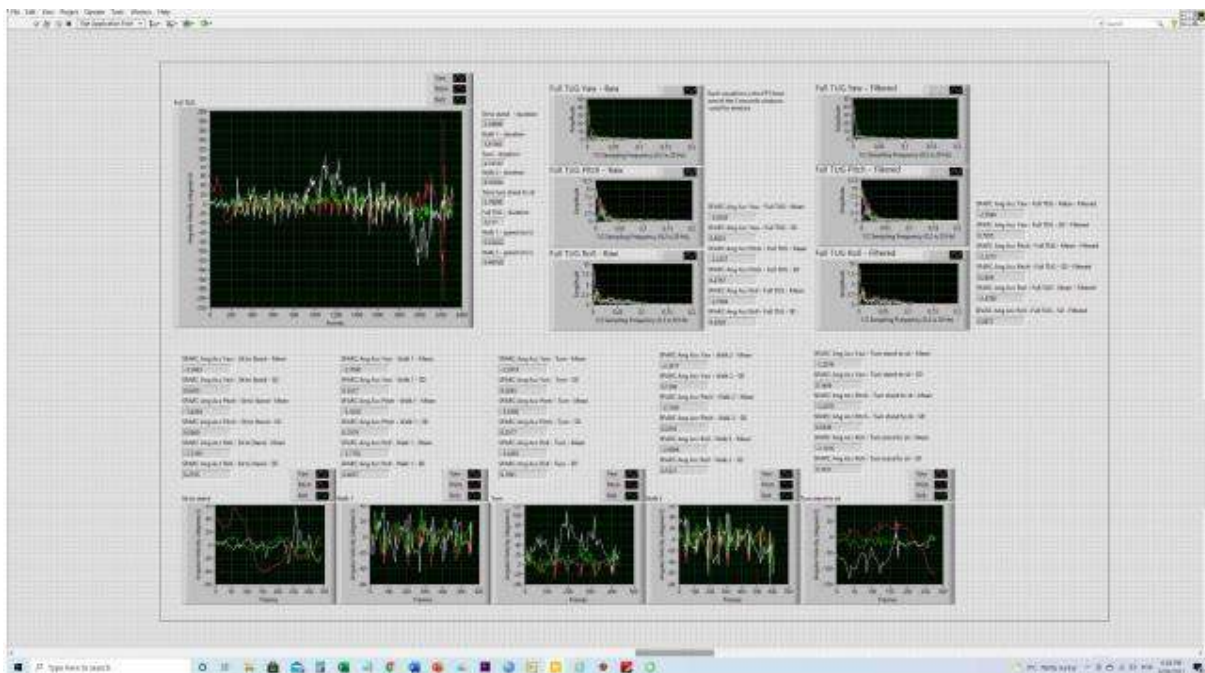


Trial 3

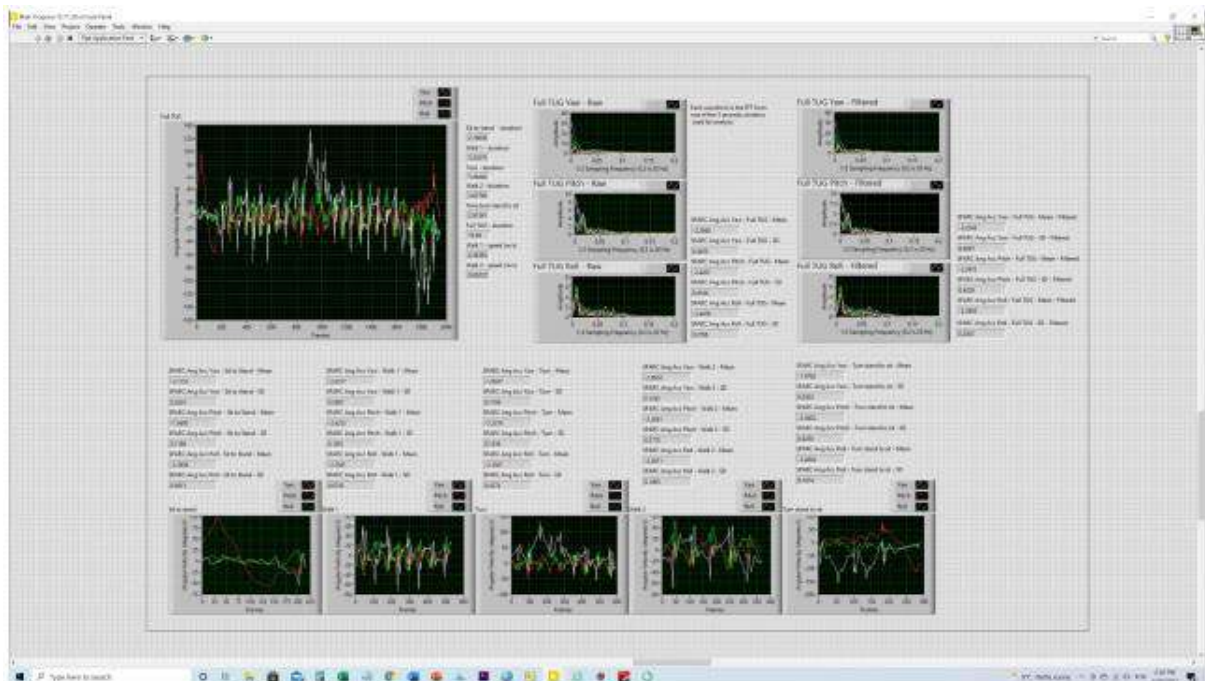


Sujeito 8

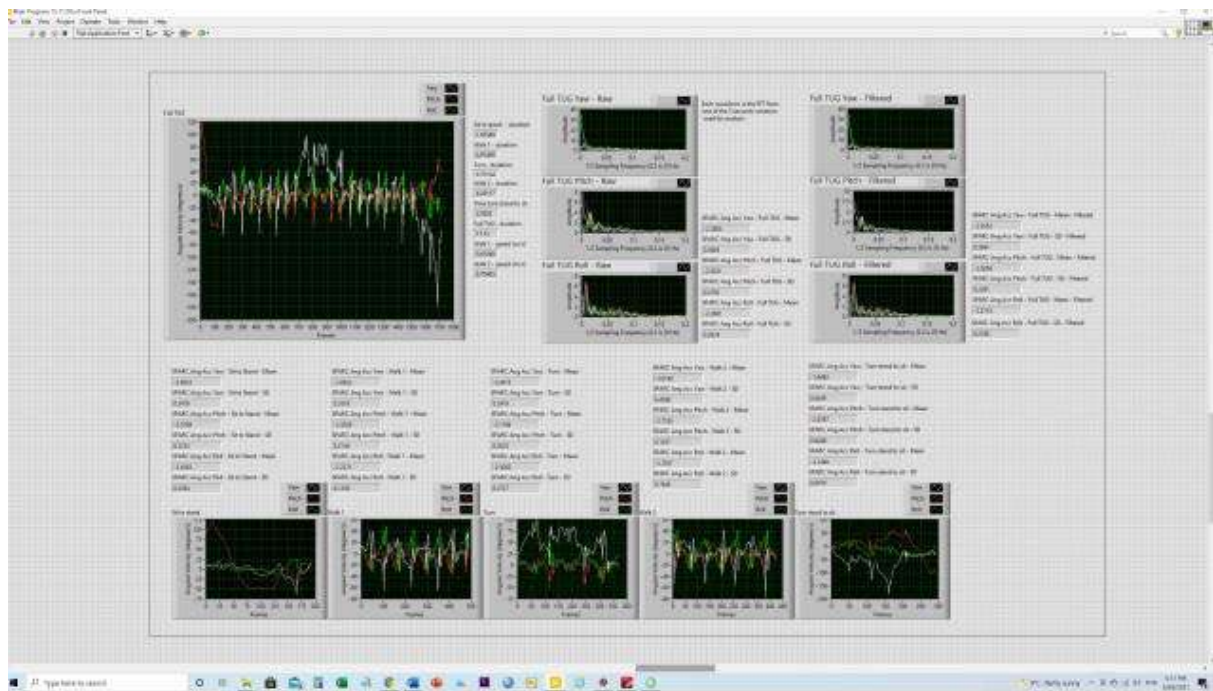
Trial 1



Trial 2

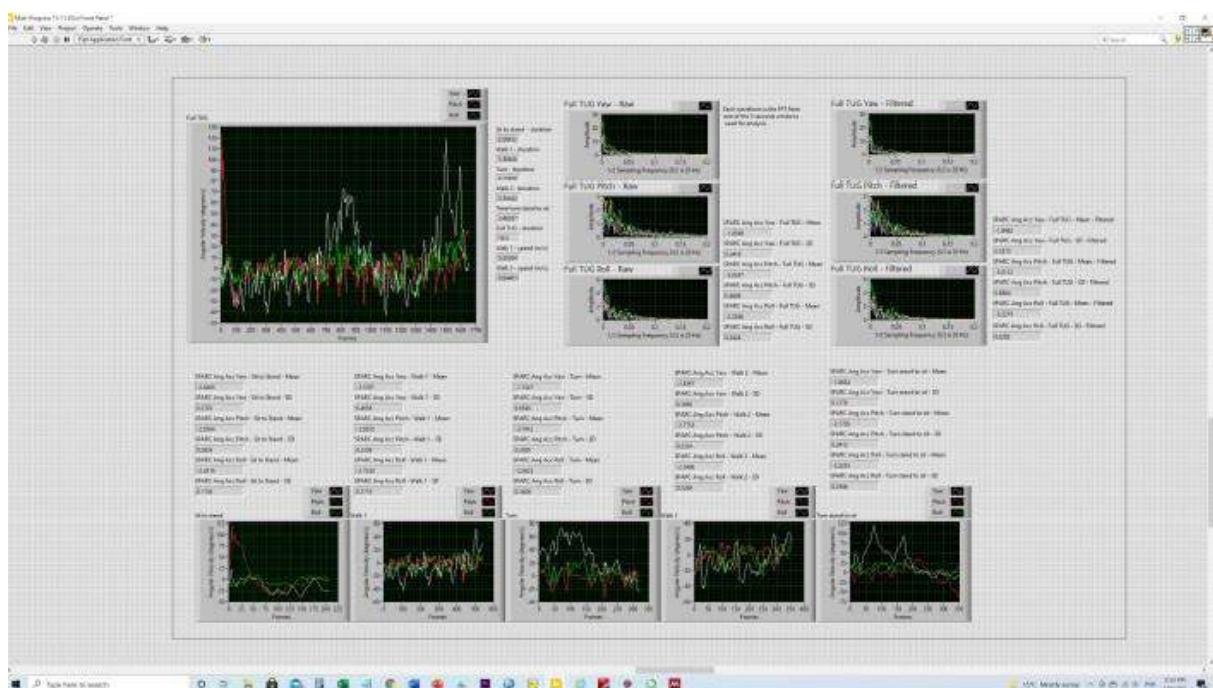


Trial 3

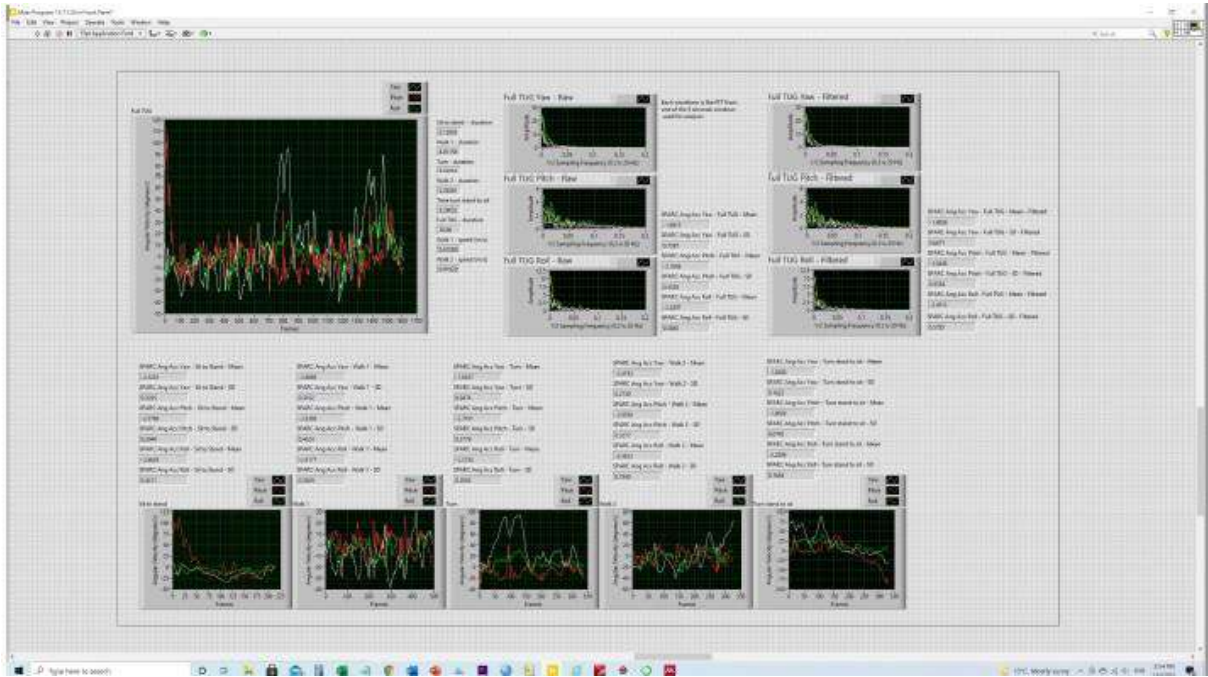


Sujeito 9

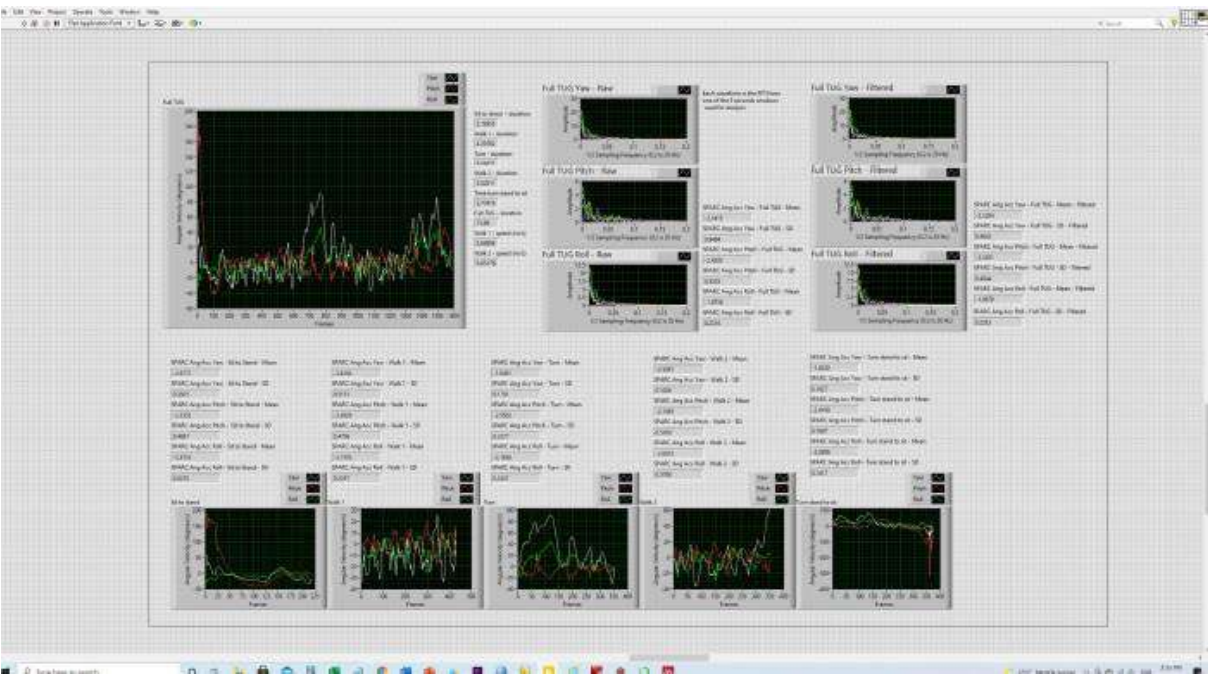
Trial 1



Trial 2

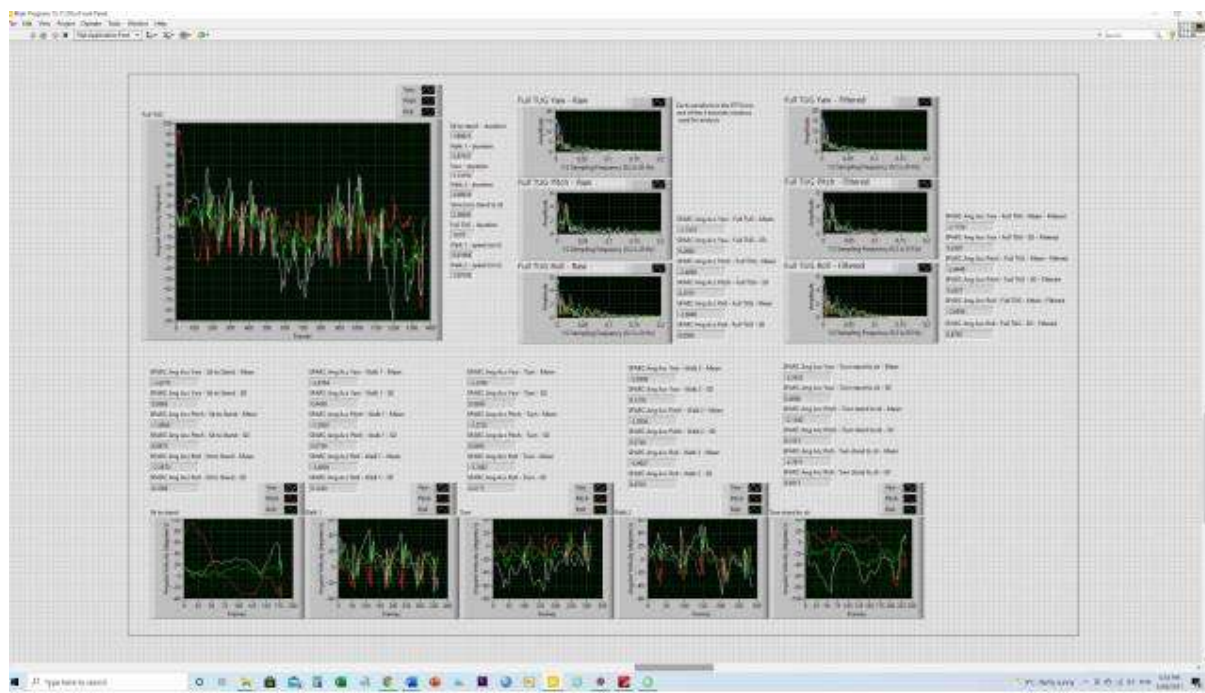


Trial 3

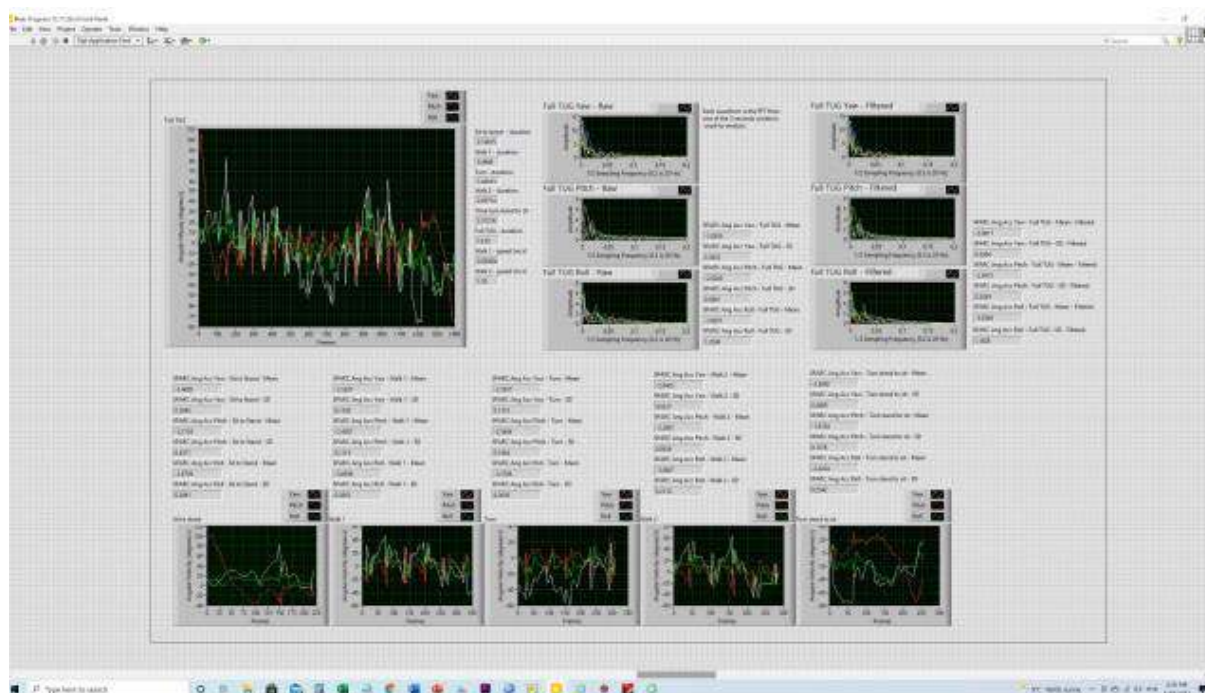


Sujeito 10

Trial 1

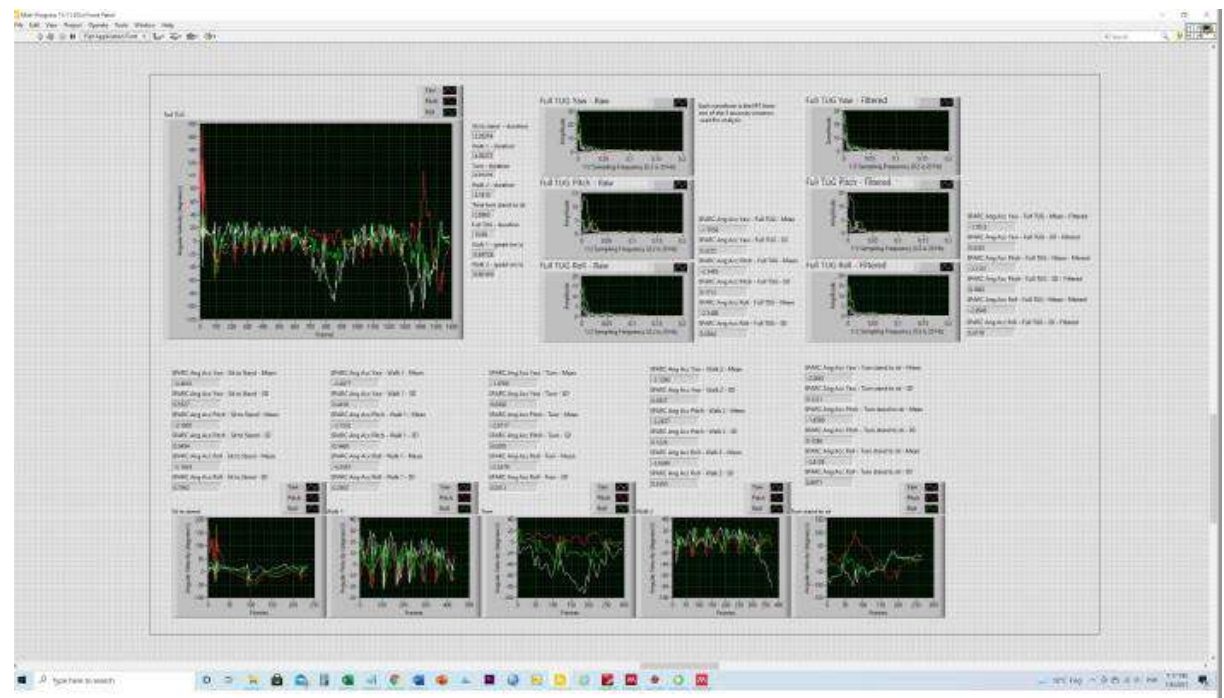


Trial 2

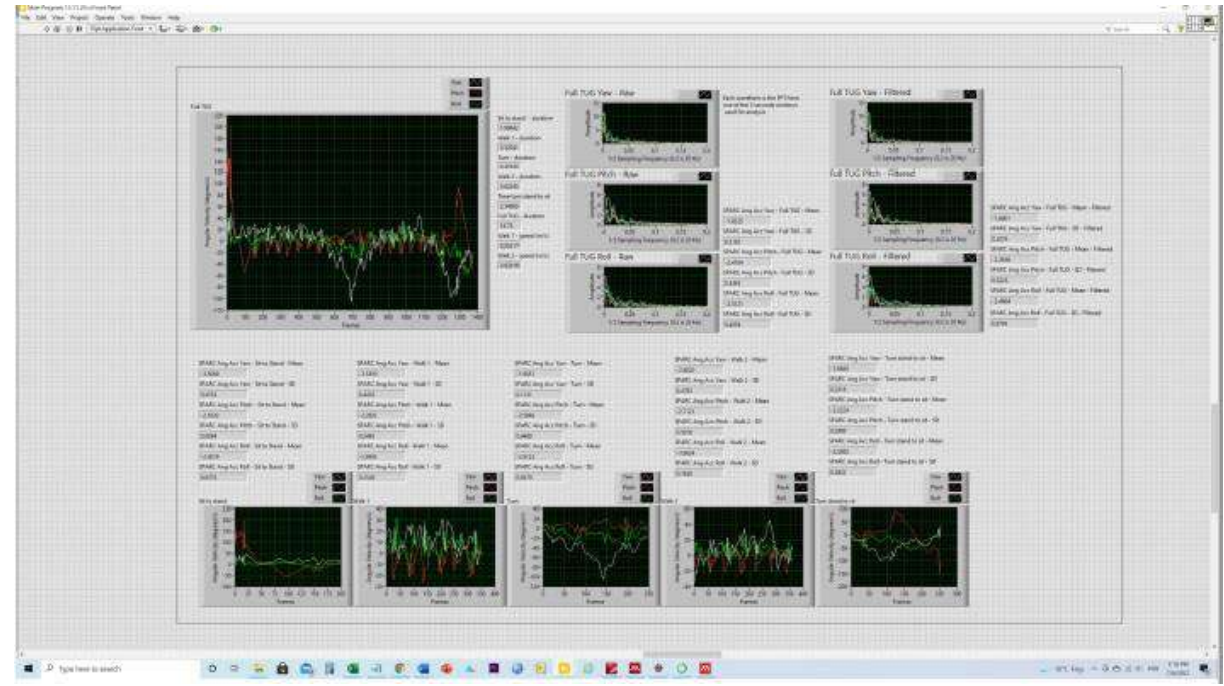


Sujeito 11

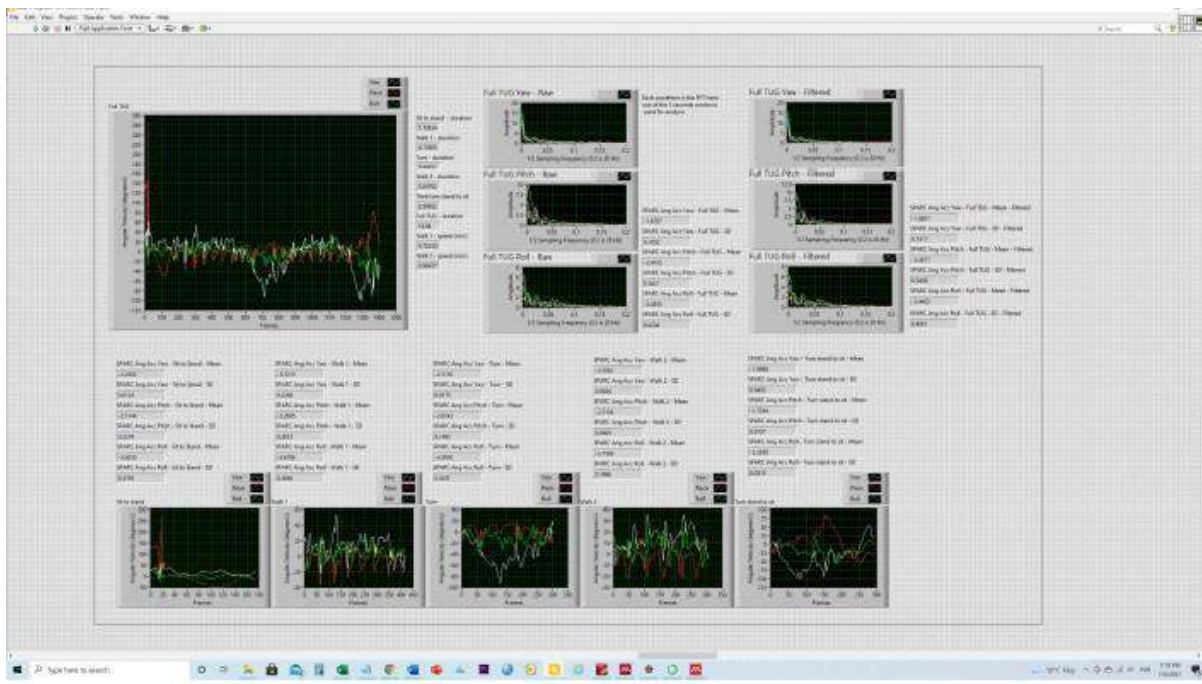
Trial 1



Trial 2

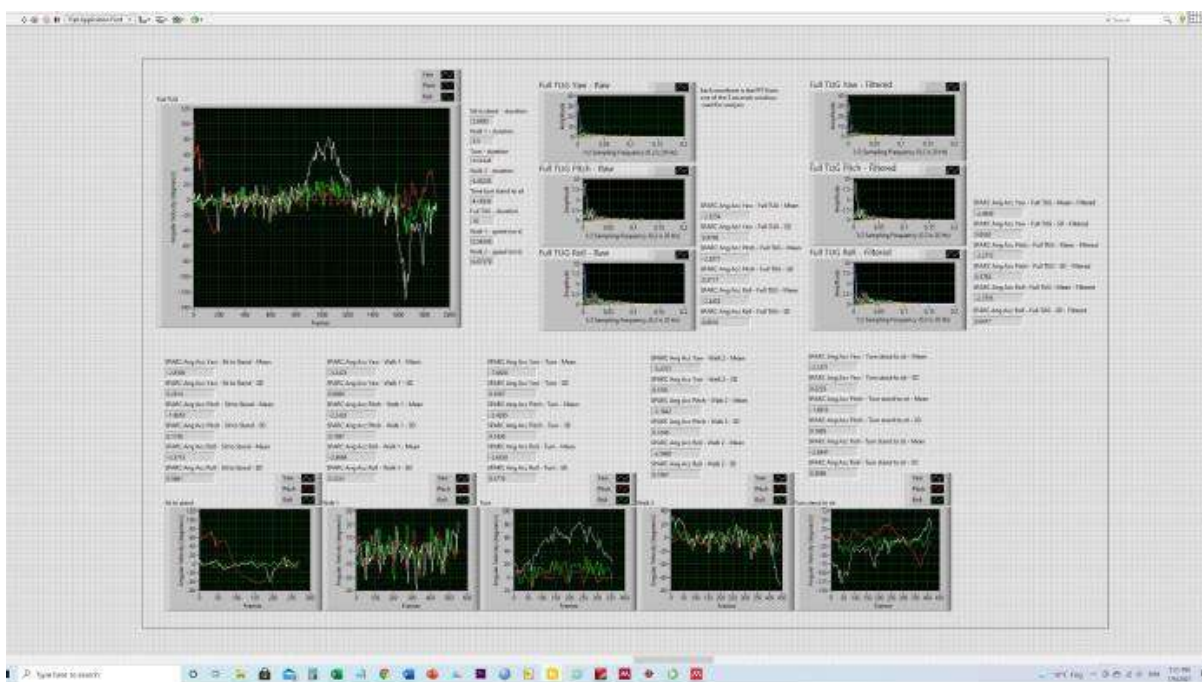


Trial 3

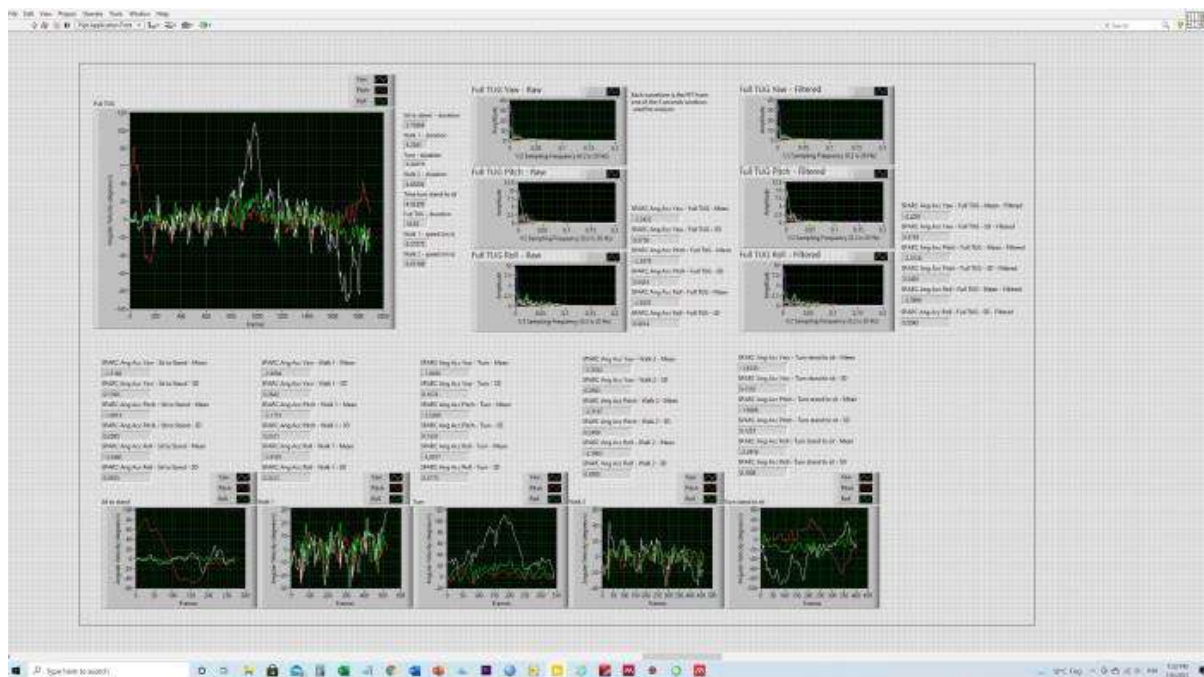


Sujeito 12

Trial 1



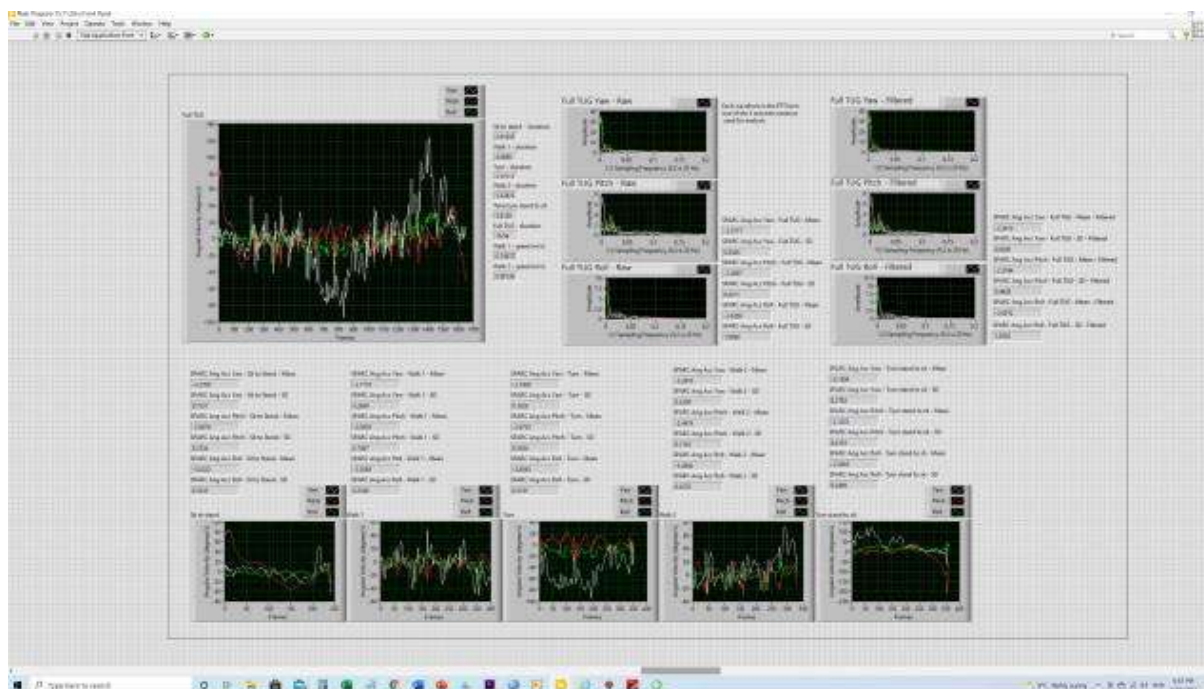
Trial 2



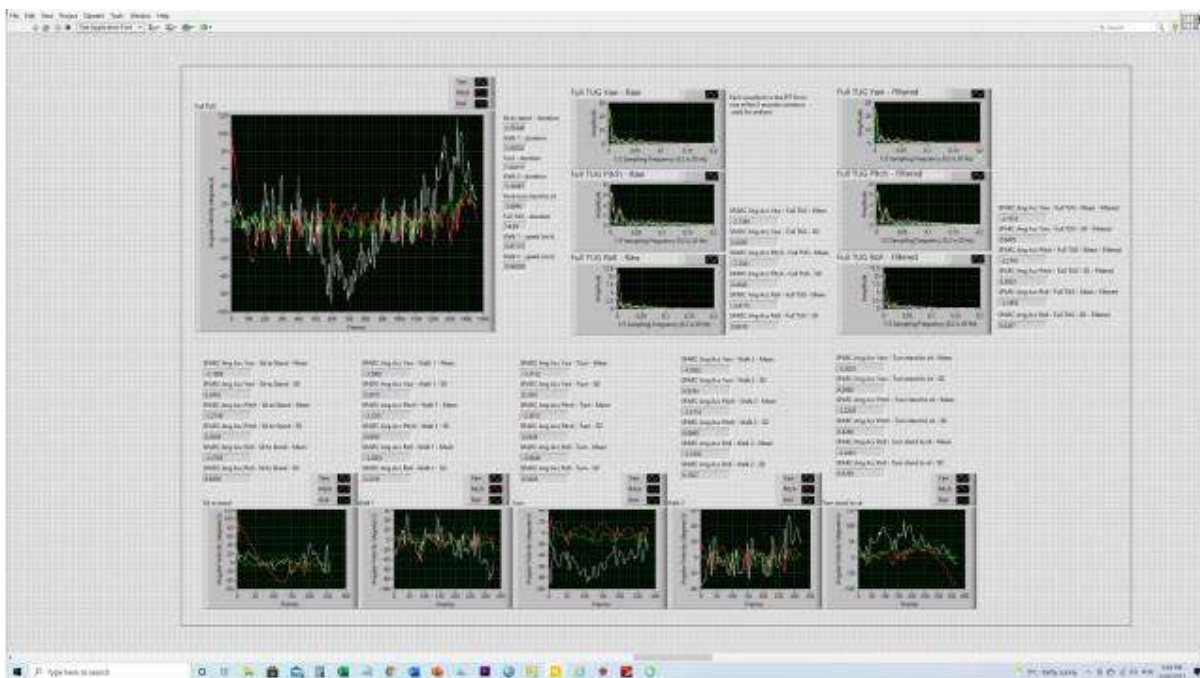
Trial 3 – Artifact

Sujeito 13

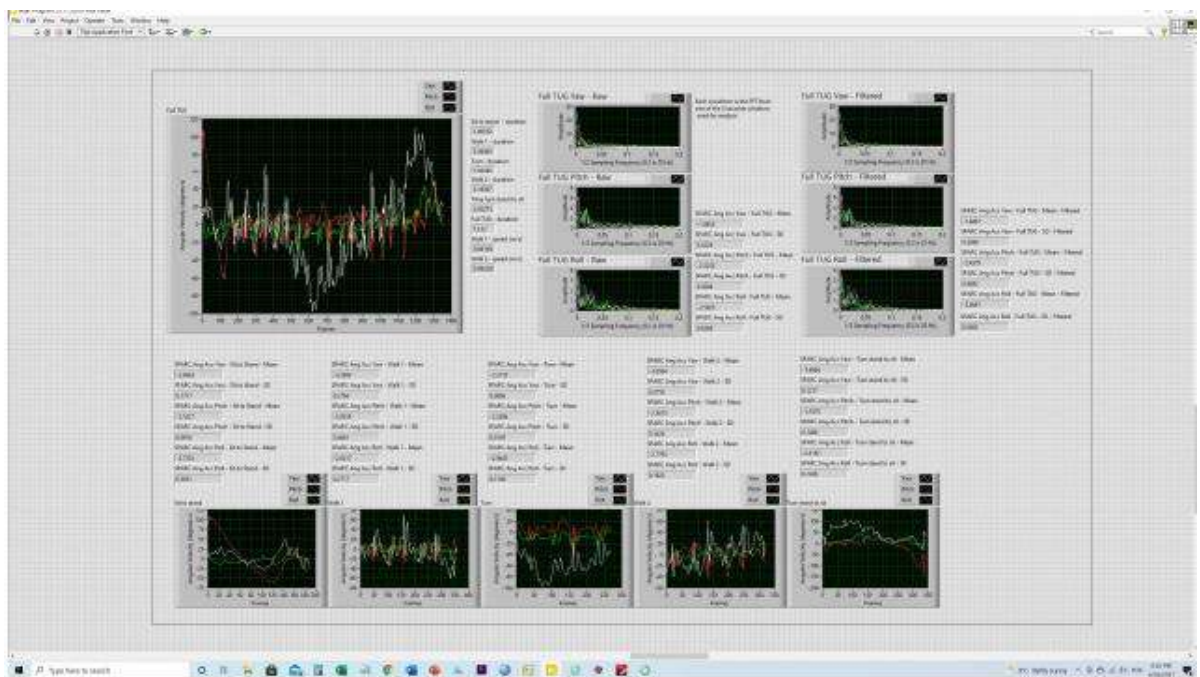
Trial 1



Trial 2

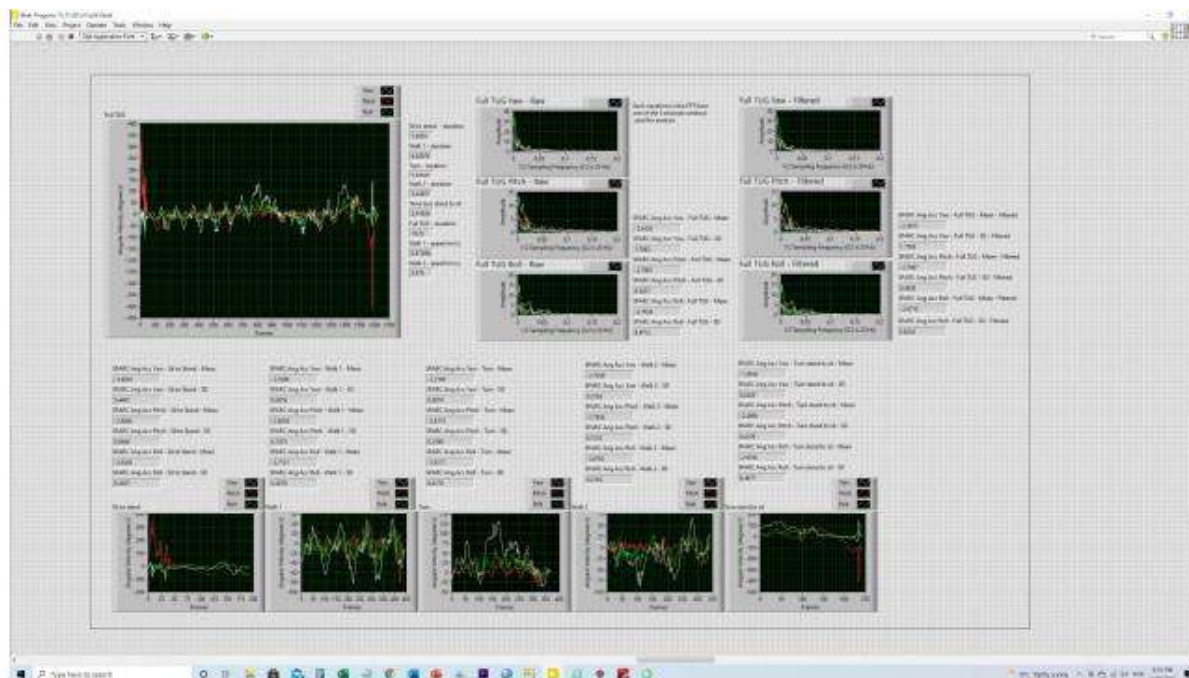


Trial 3

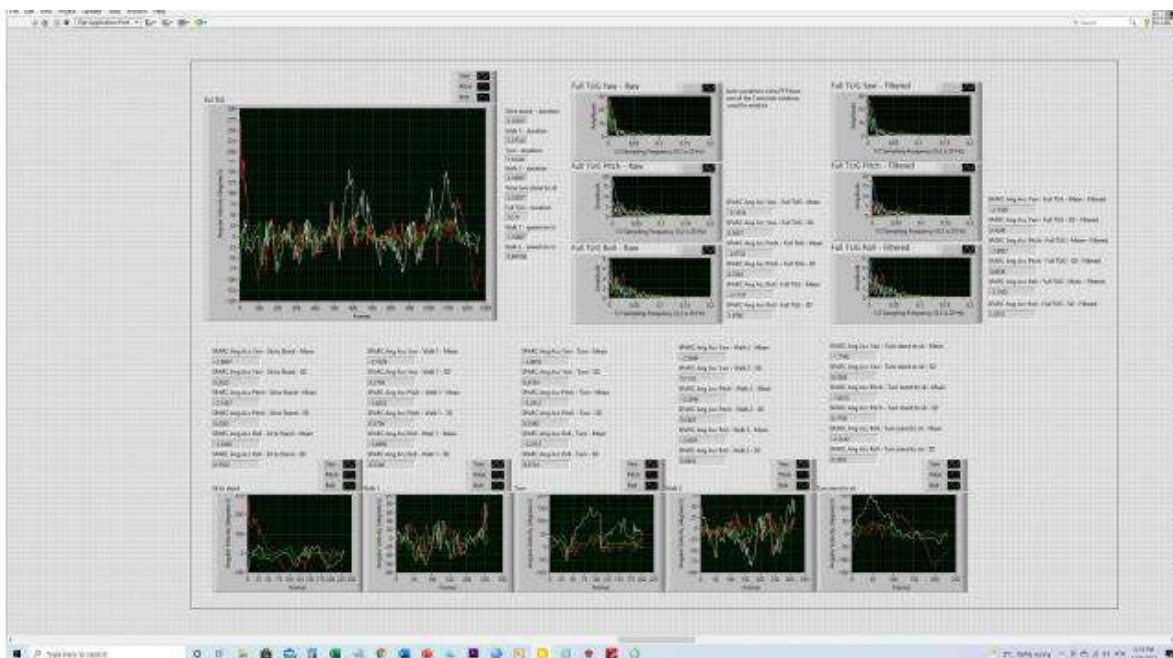


Sujeito 14

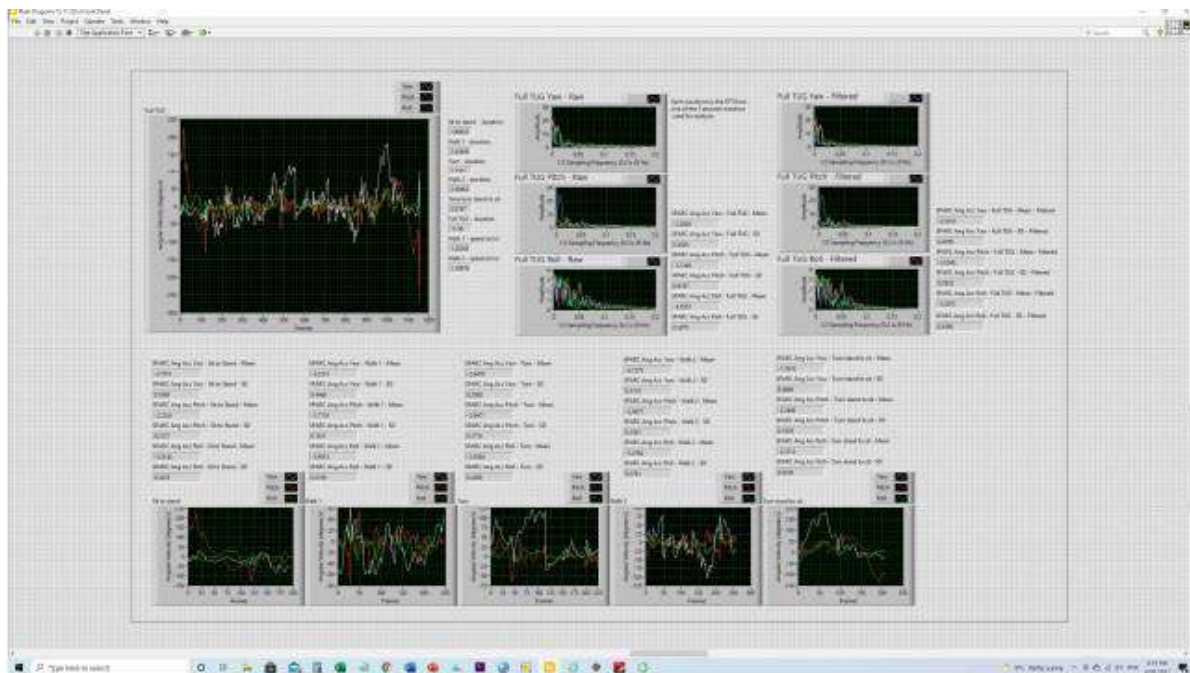
Trial 1



Trial 2

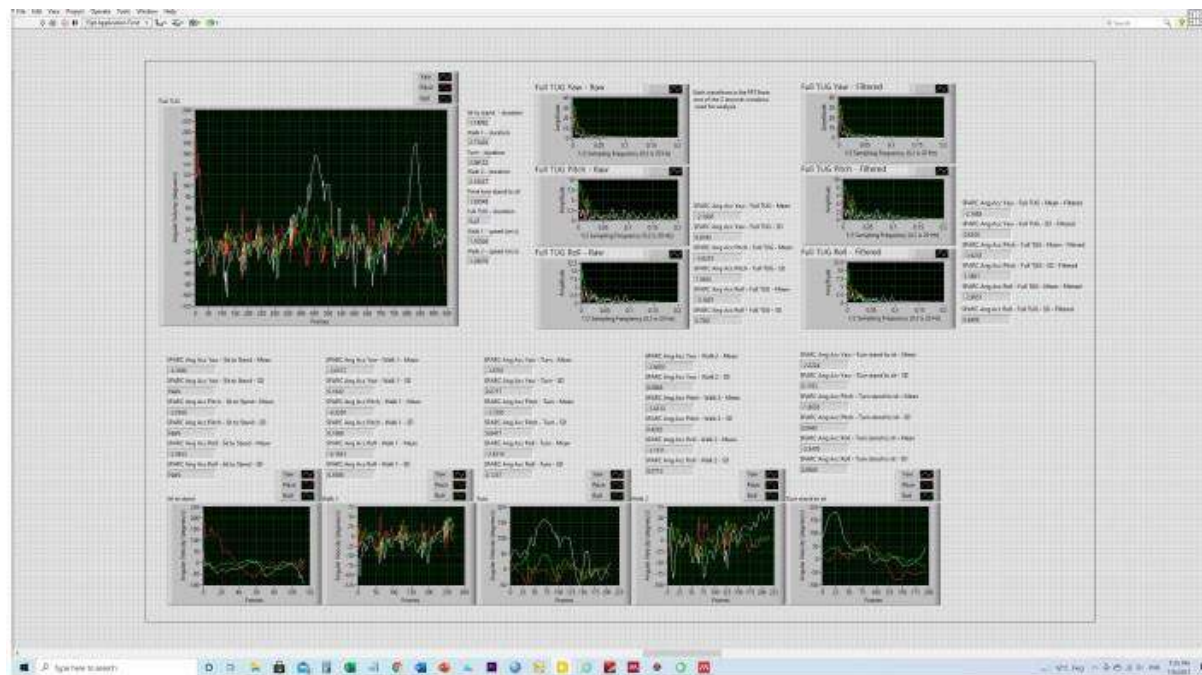


Trial 3

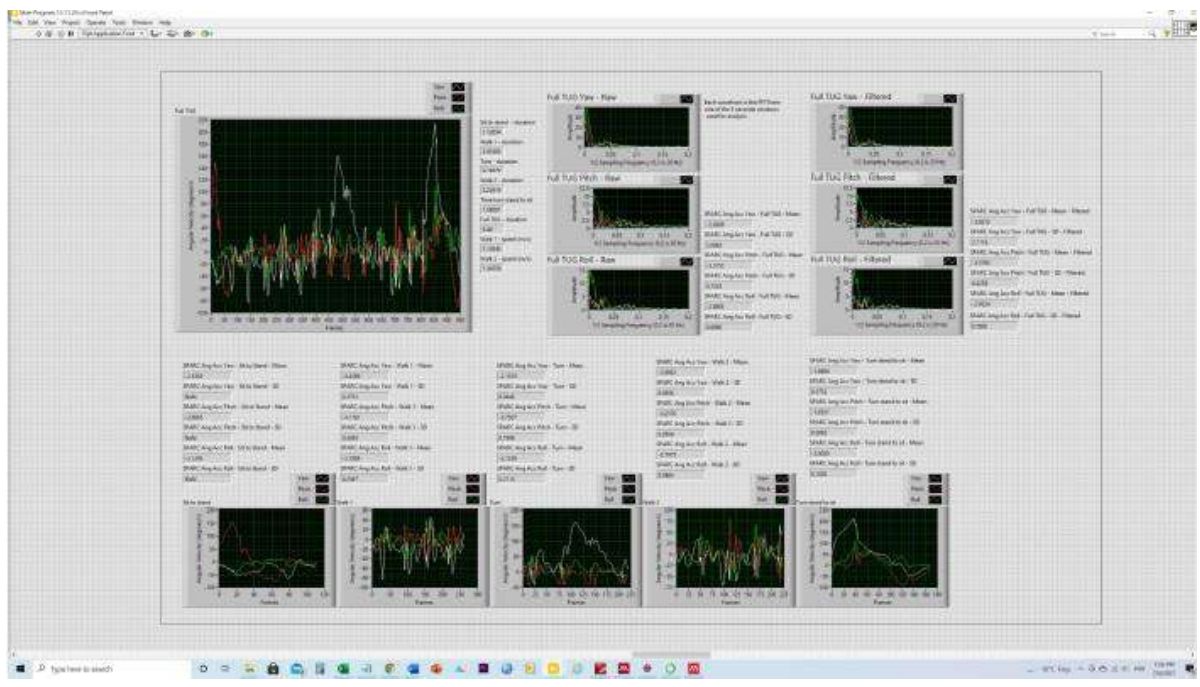


Sujeito 15

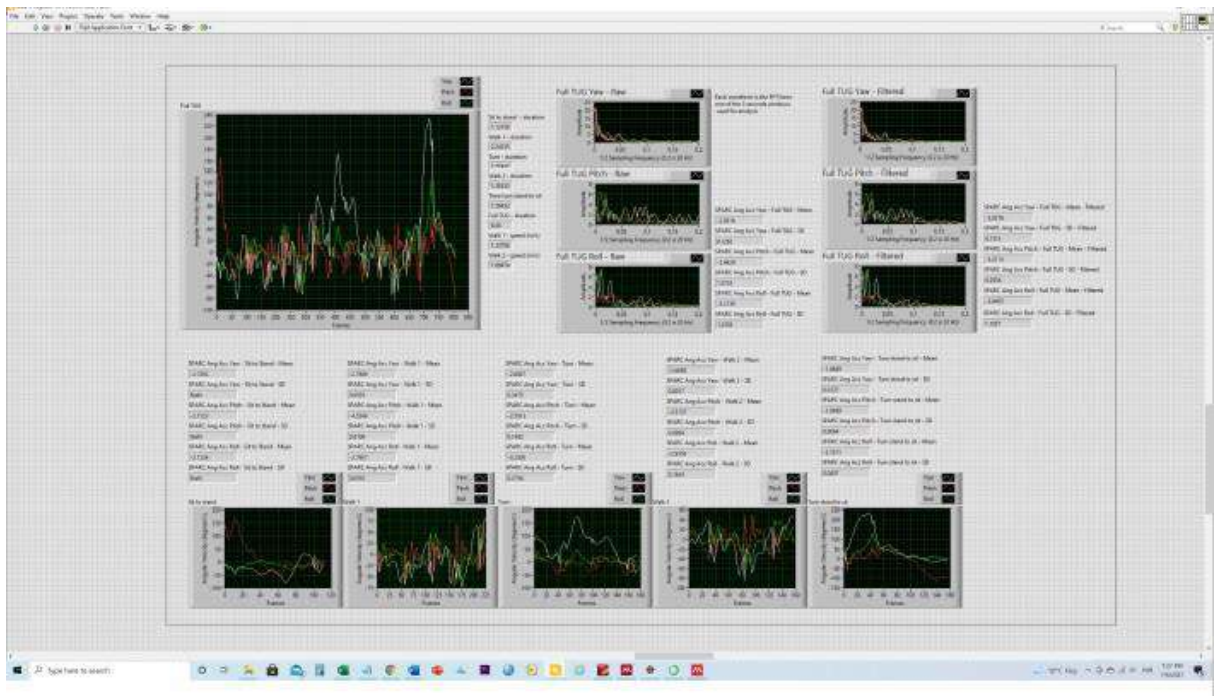
Trial 1



Trial 2

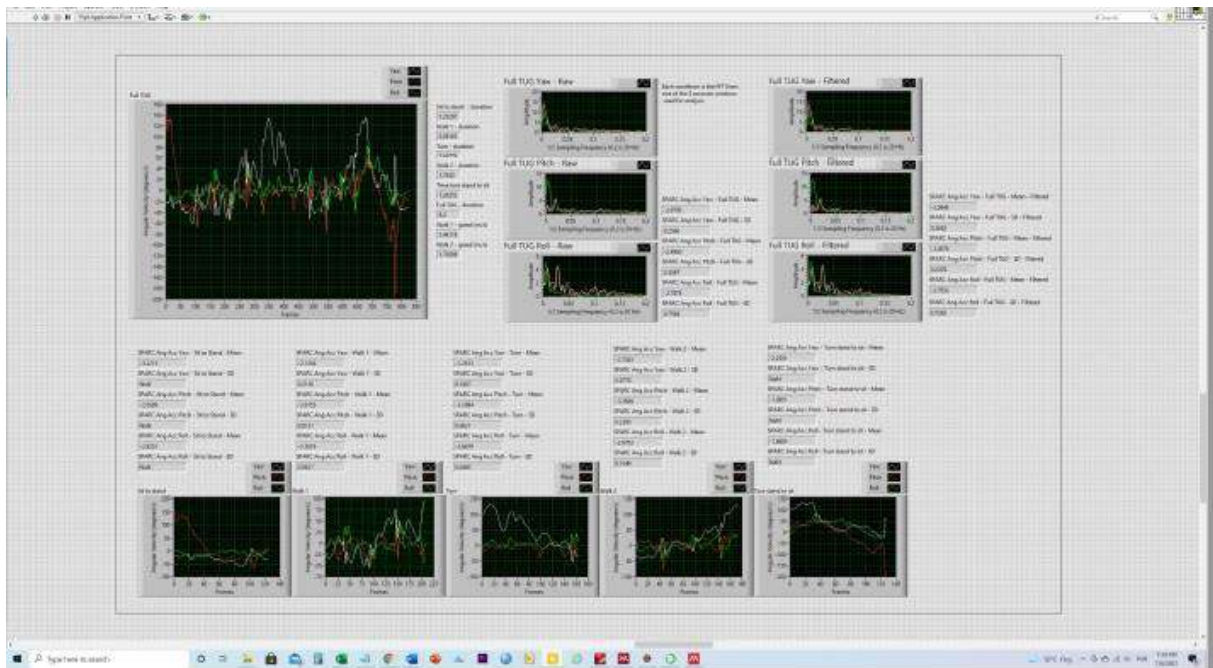


Trial 3

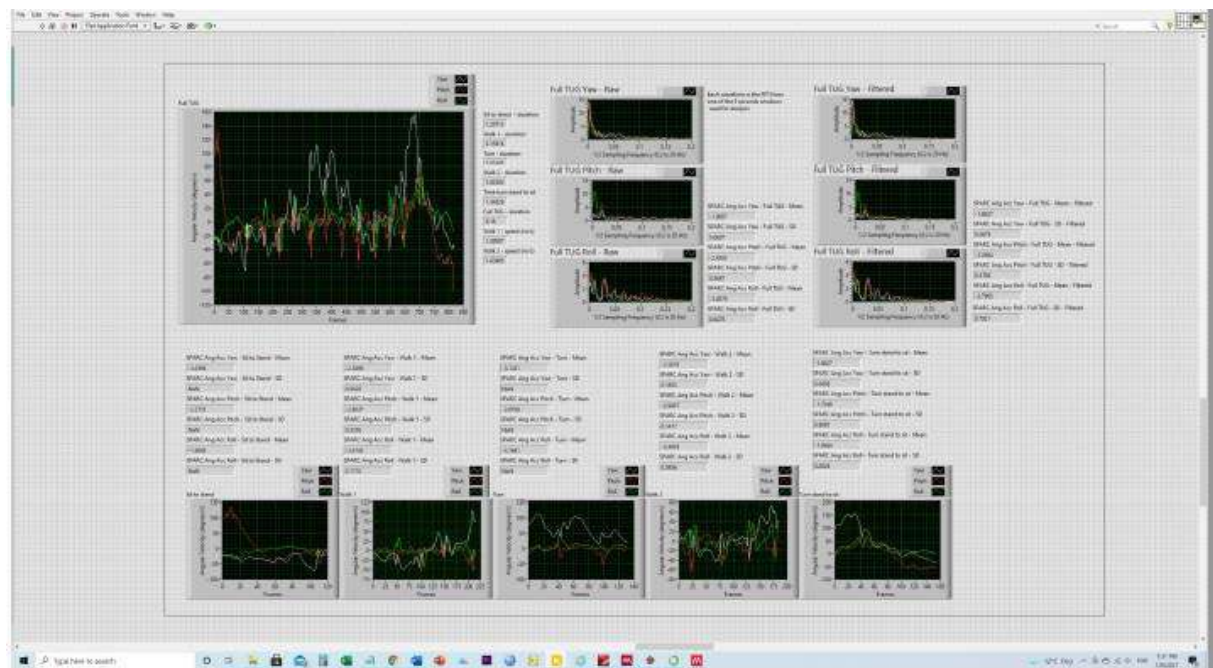


Sujeito 16

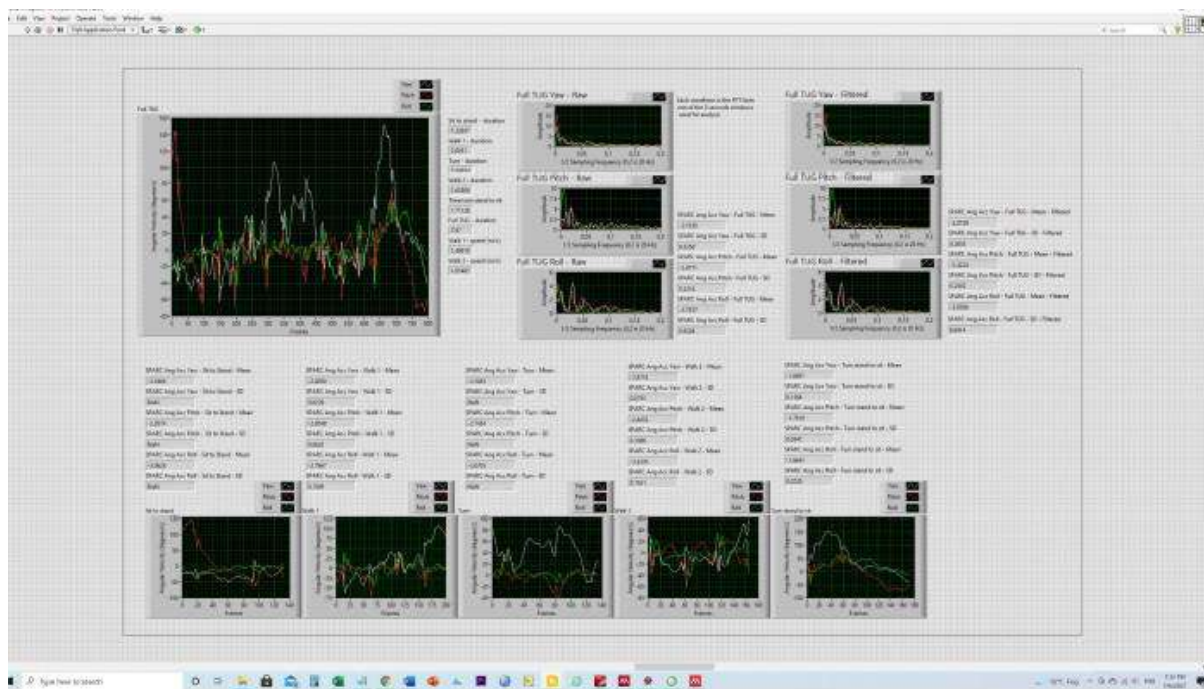
Trial 1



Trial 2



Trial 3

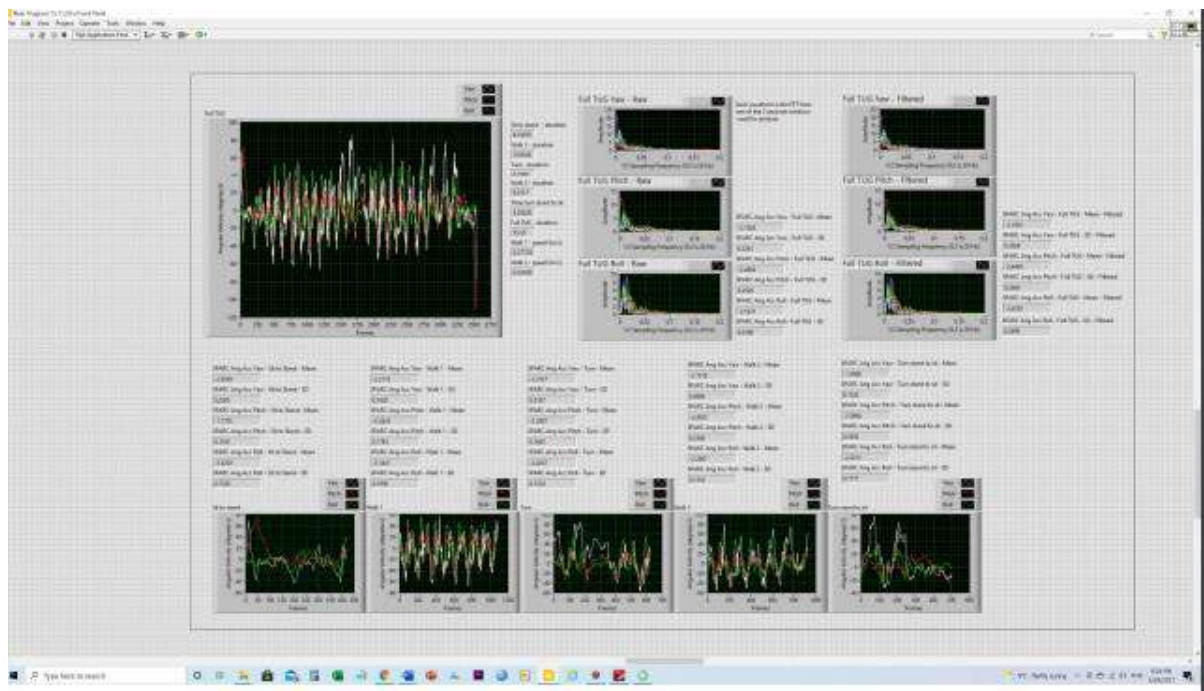


Sujeiro 17

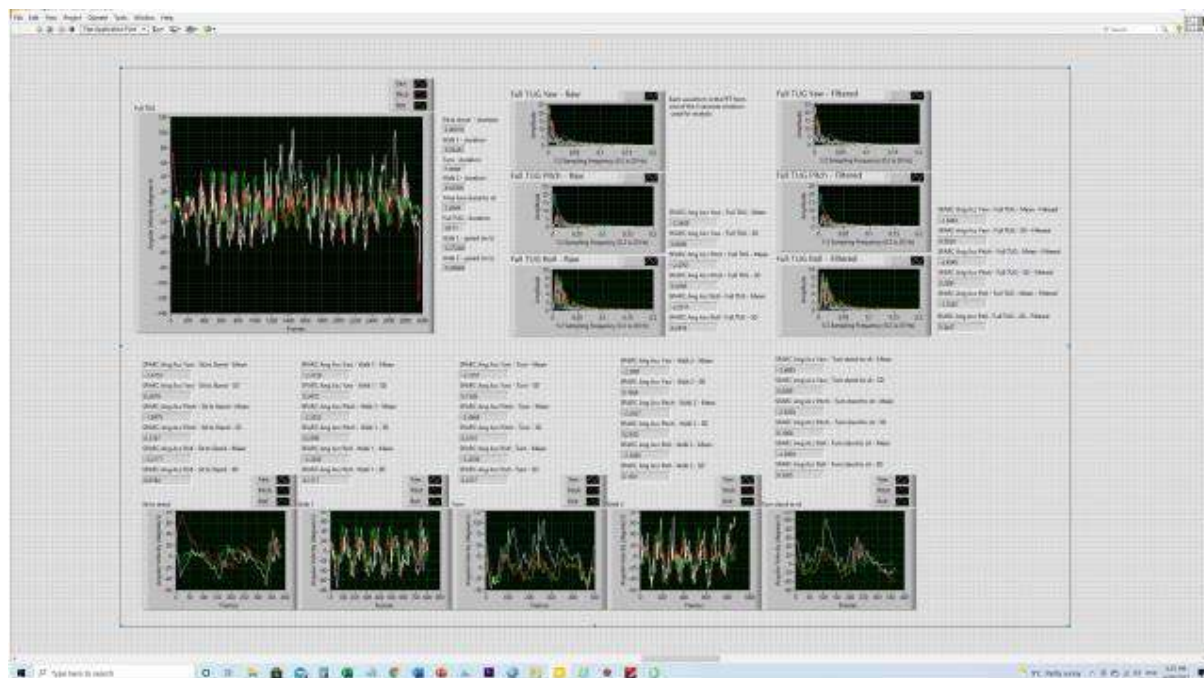
Trial 1



Trial 2



Trial 3

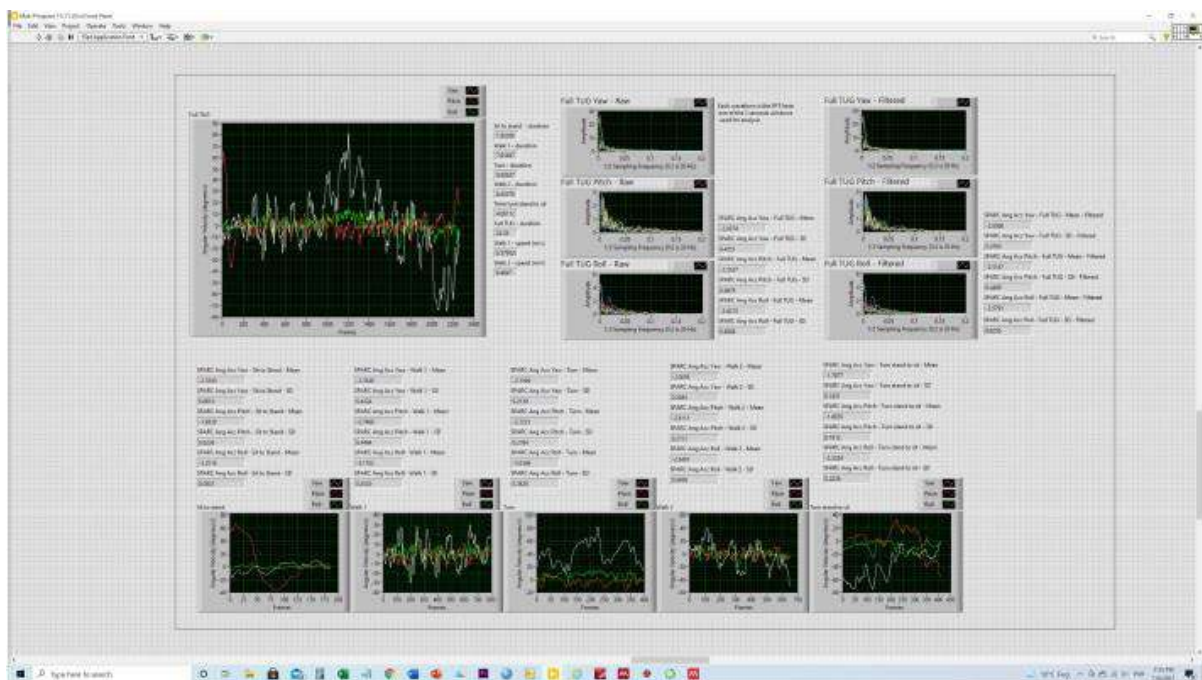


Sujeito 18

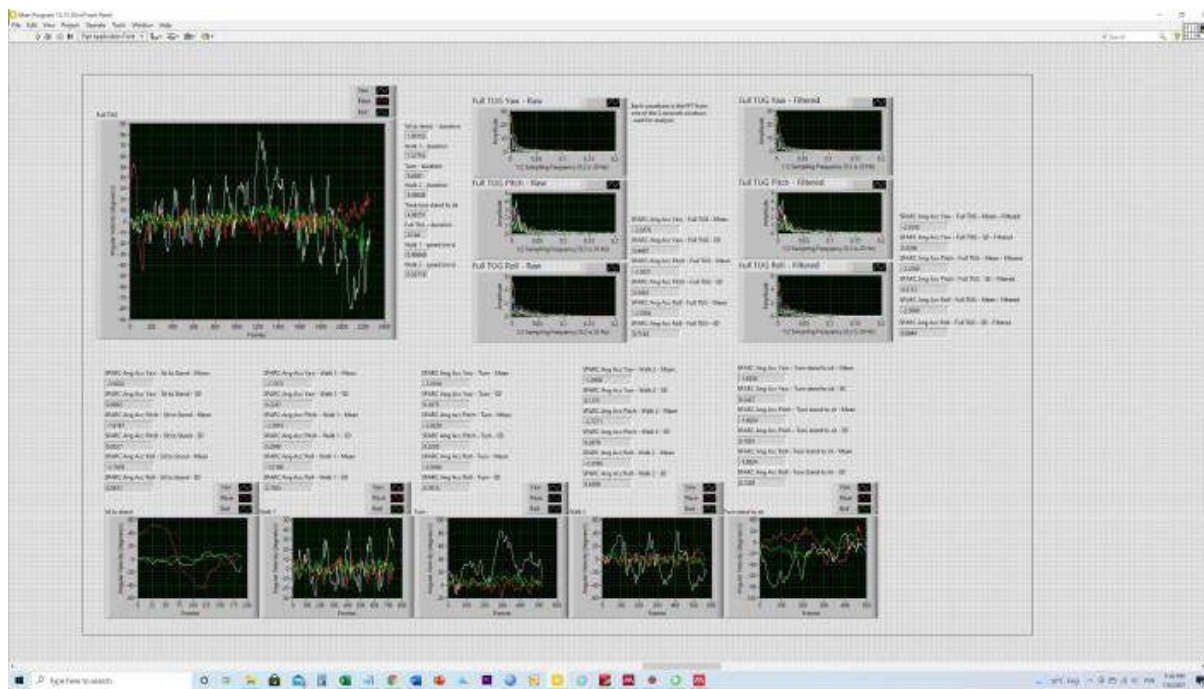
Trial 1



Trial 2

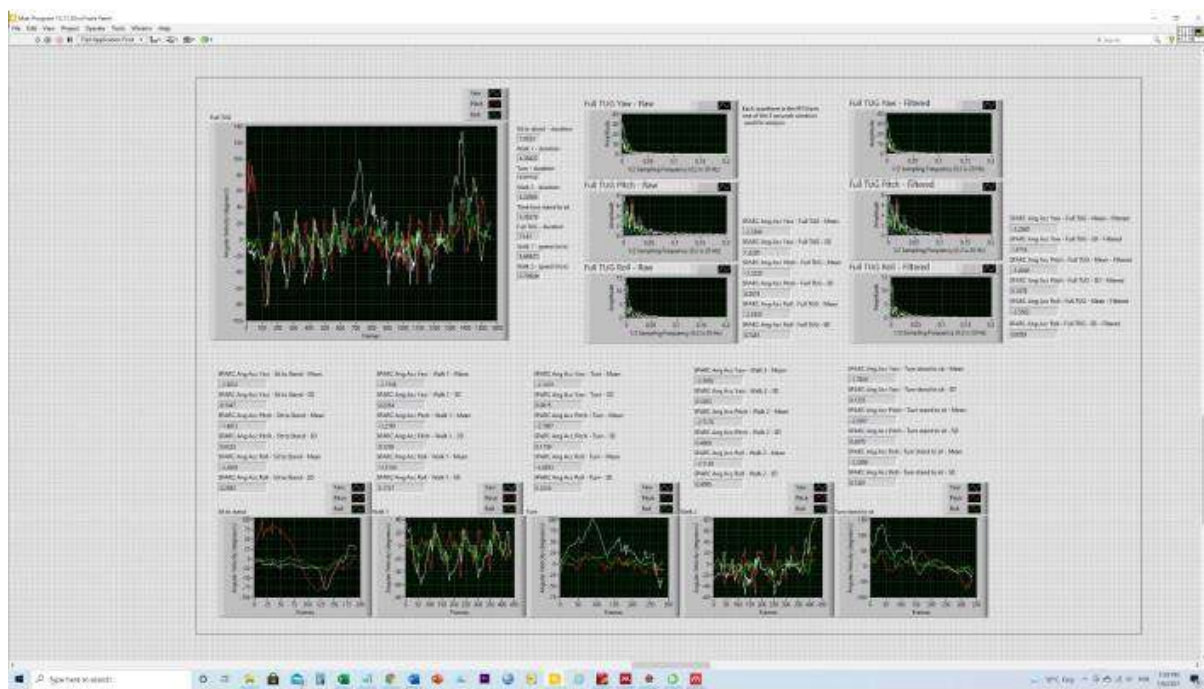


Trial 3

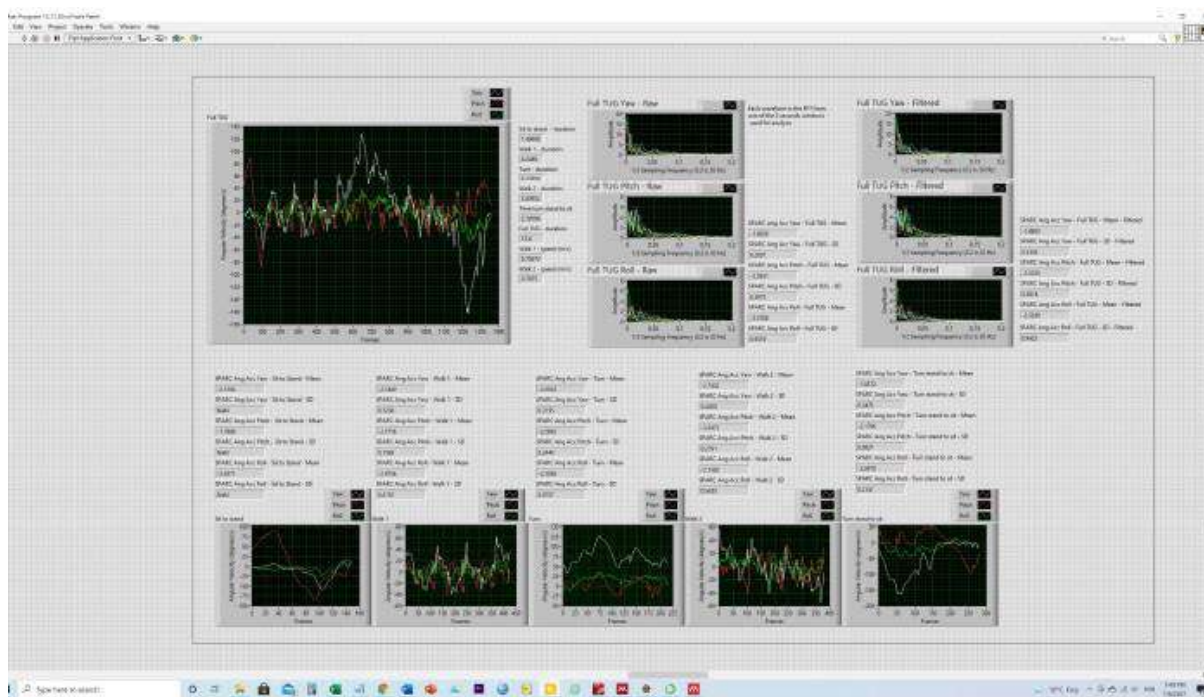


Sujeito 19

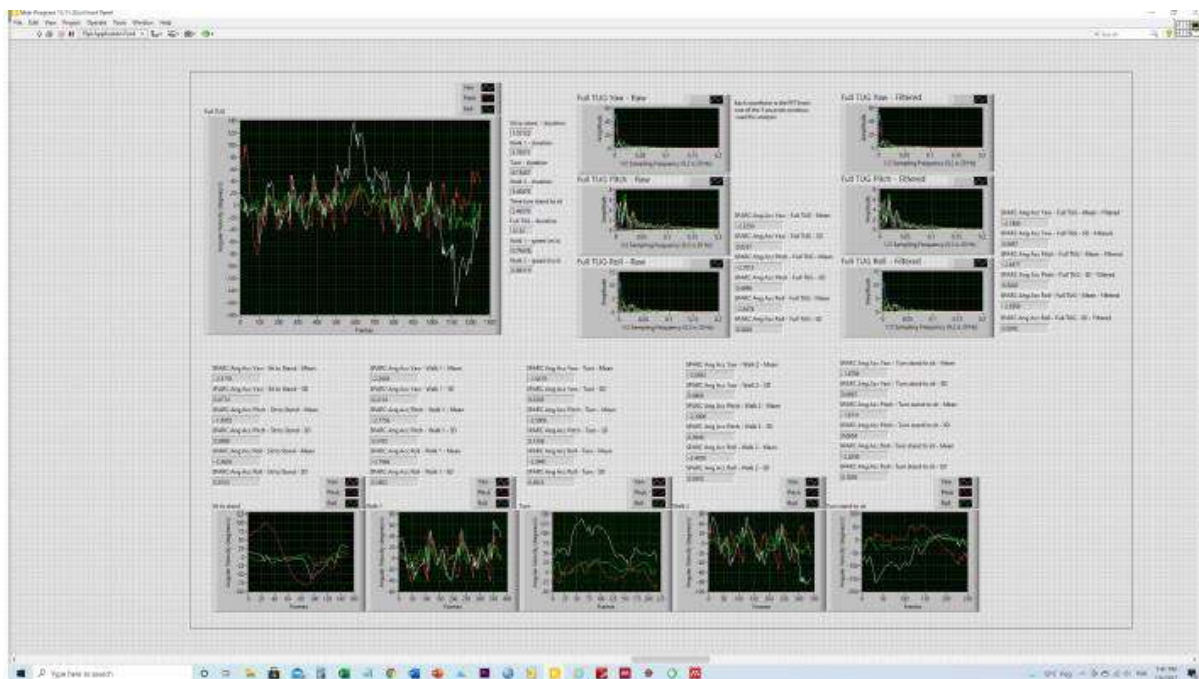
Trial 1



Trial 2

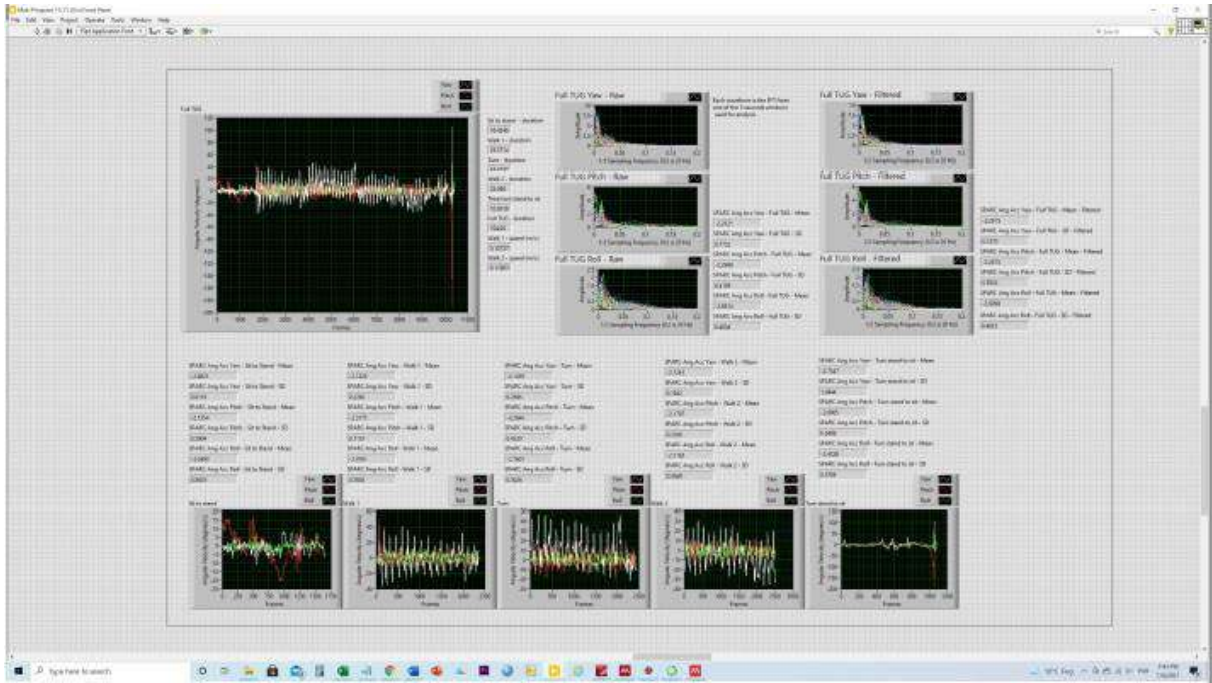


Trial 3

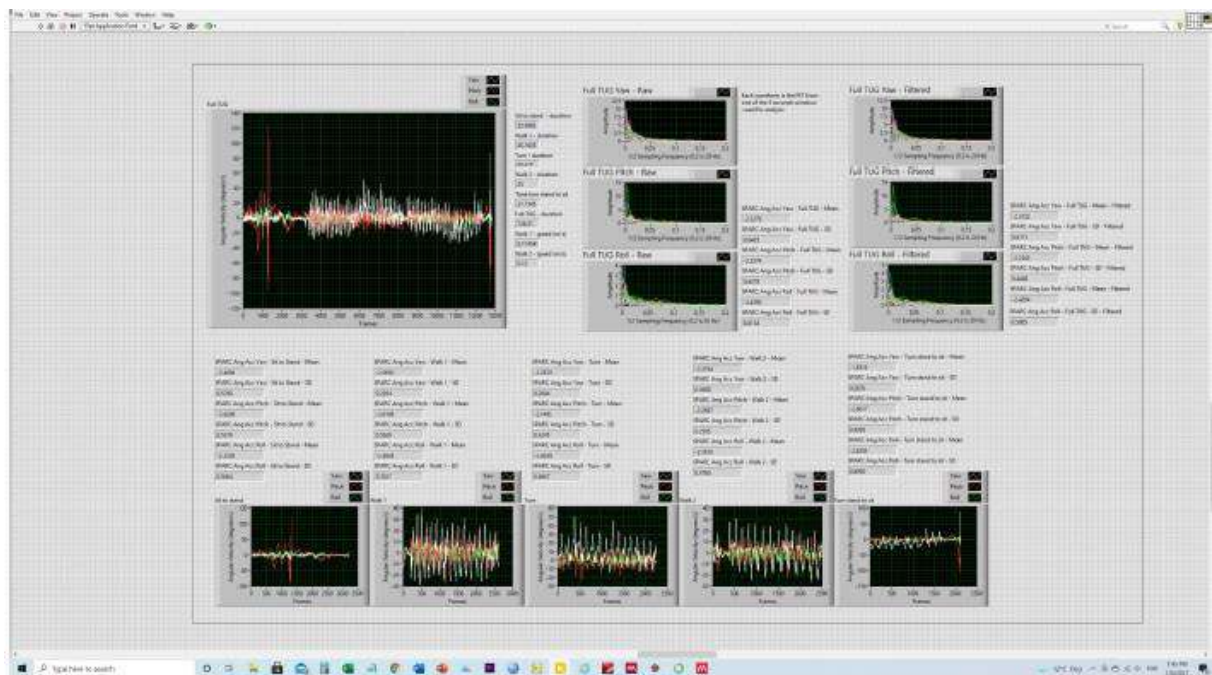


Sujeito 20

Trial 1



Trial 2

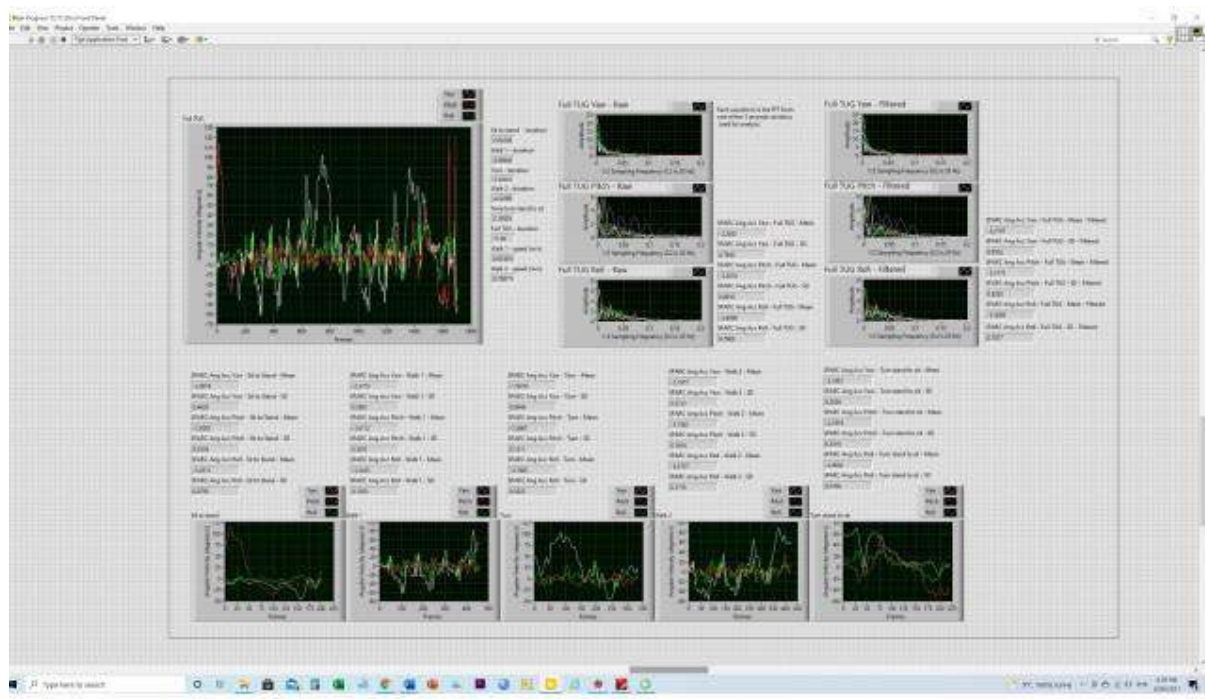


Trial 3

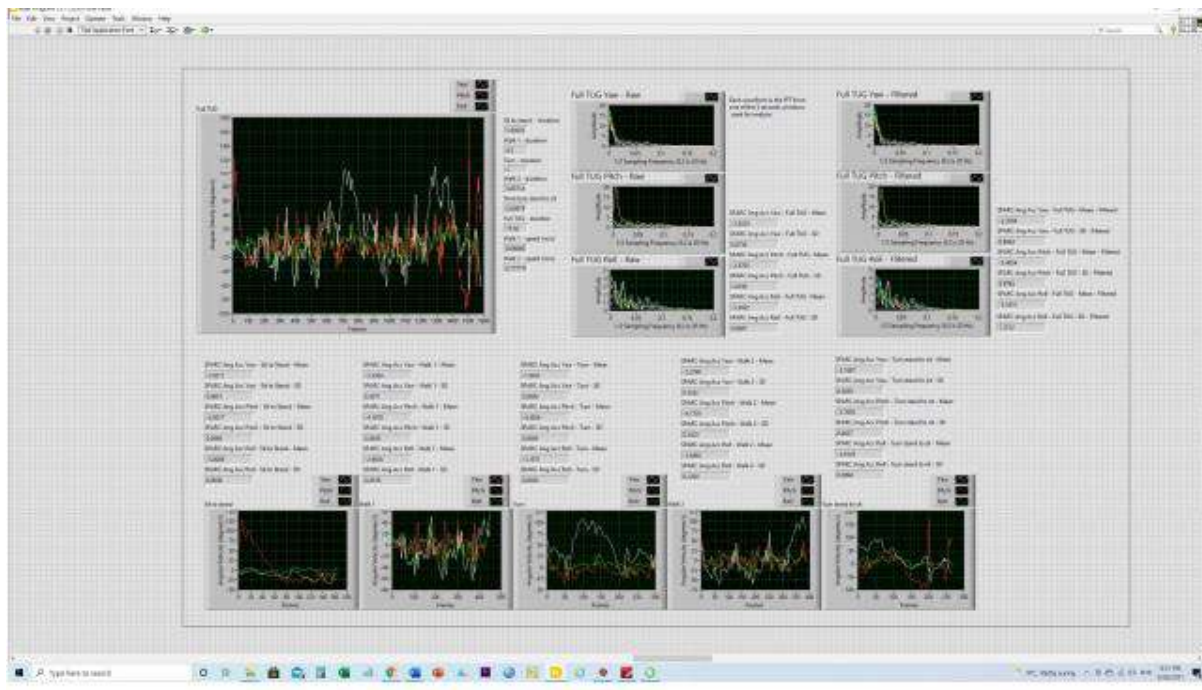


Sujeito 21

Trial 1



Trial 2

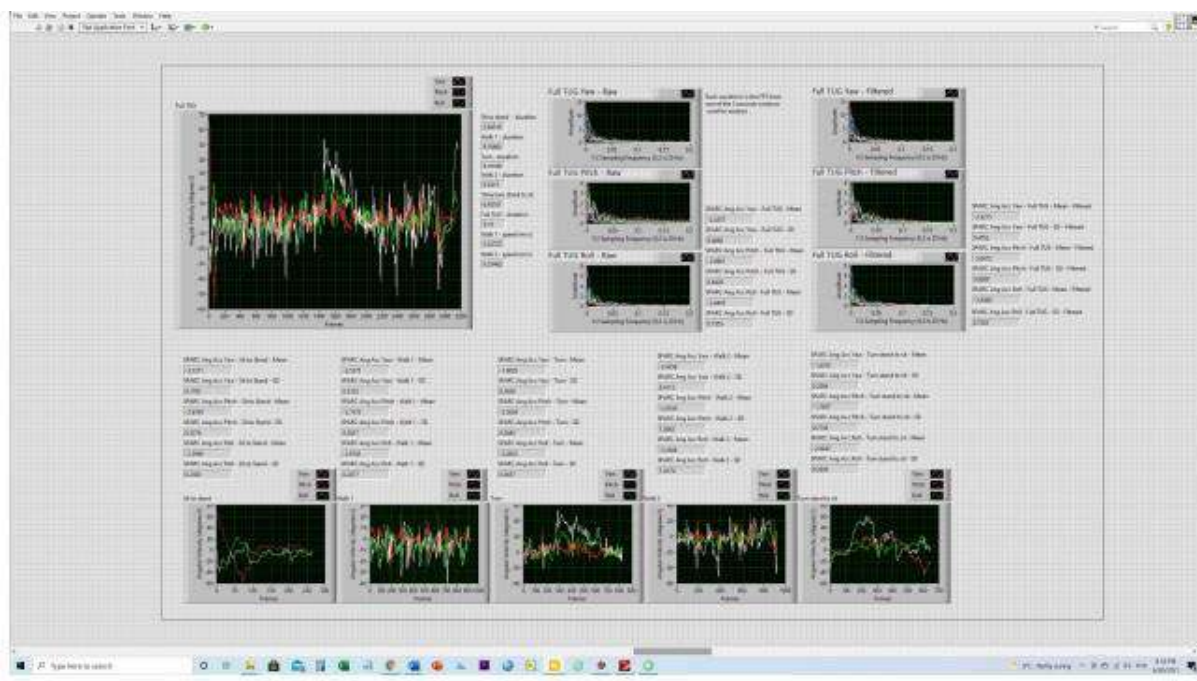


Trial 3

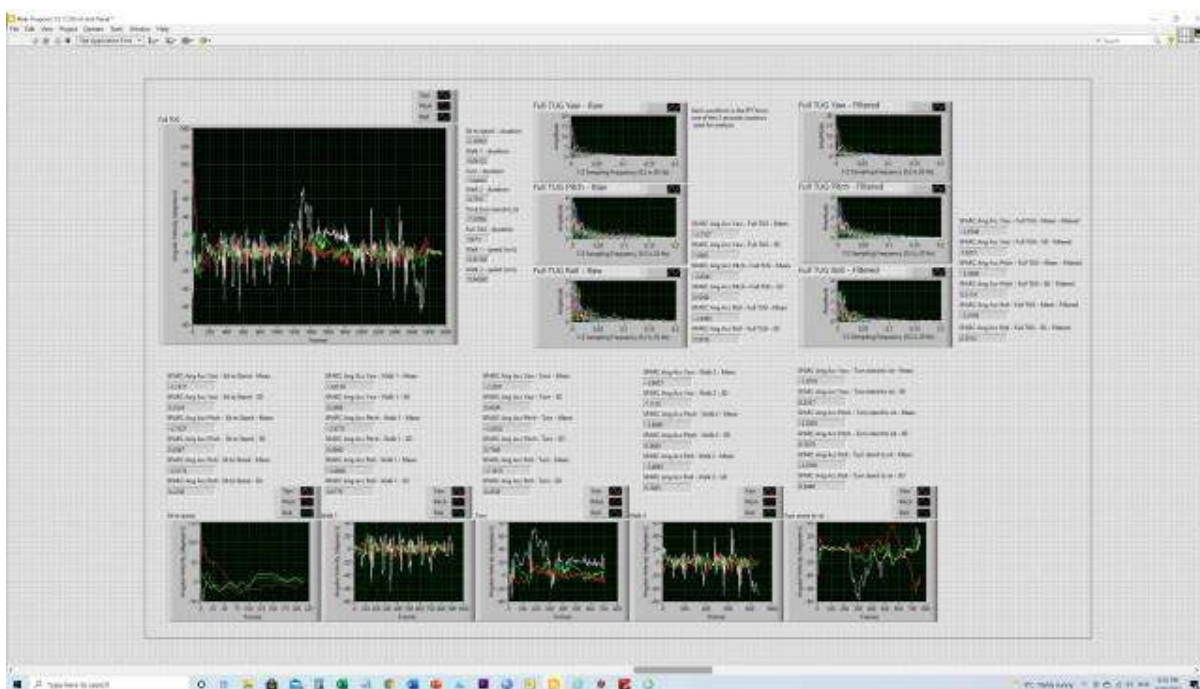


Sujeito 22

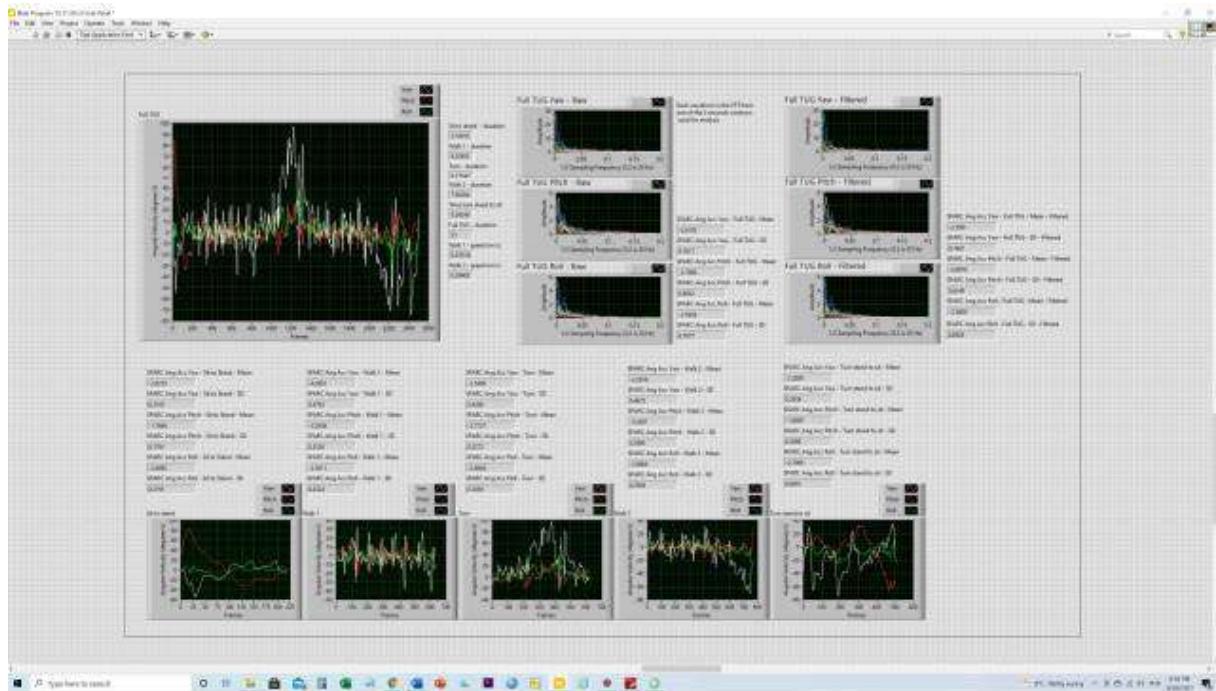
Trial 1



Trial 2

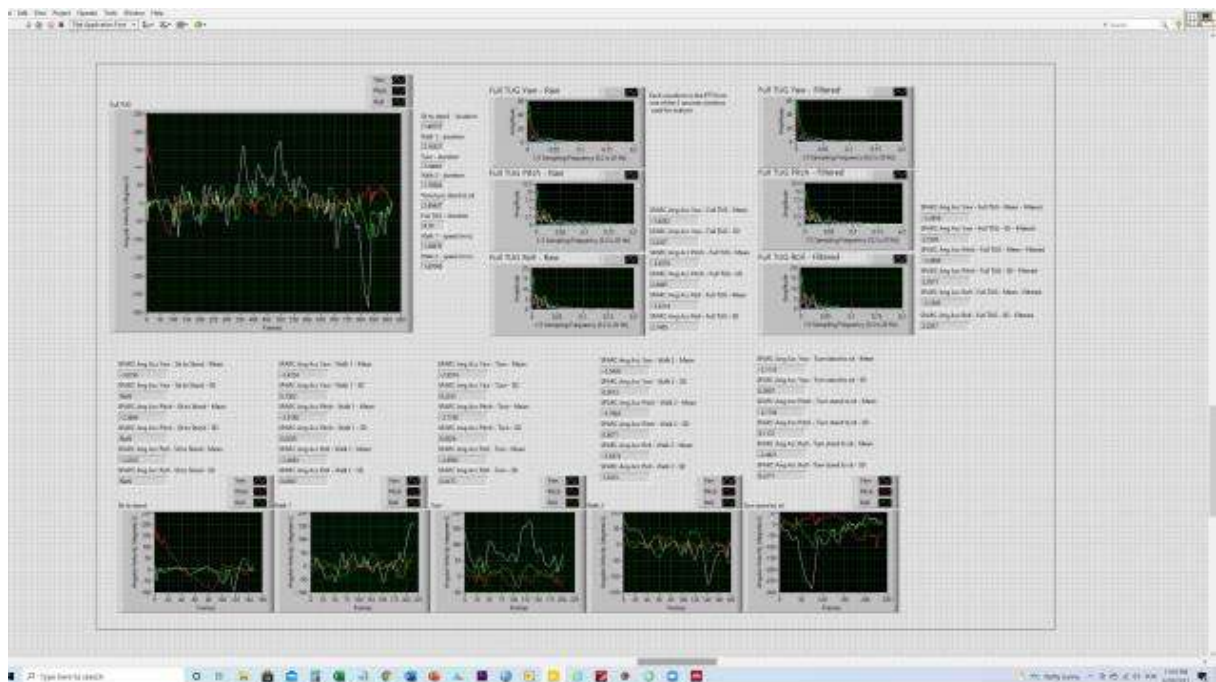


Trial 3

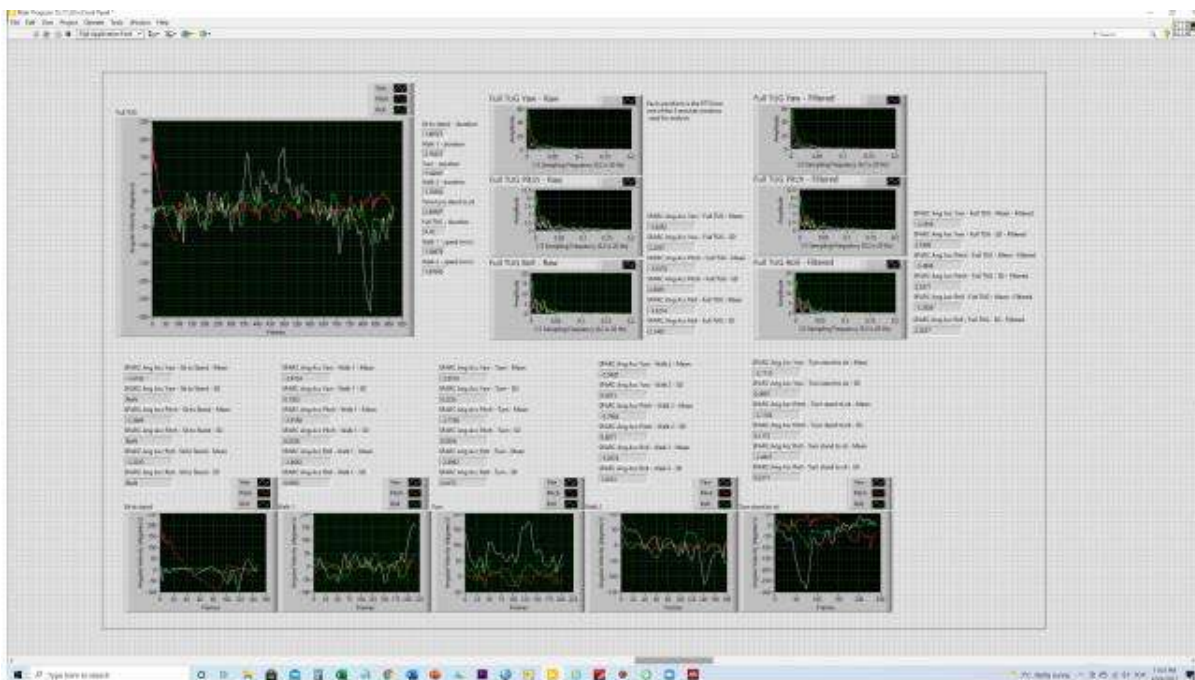


Sujeito 23

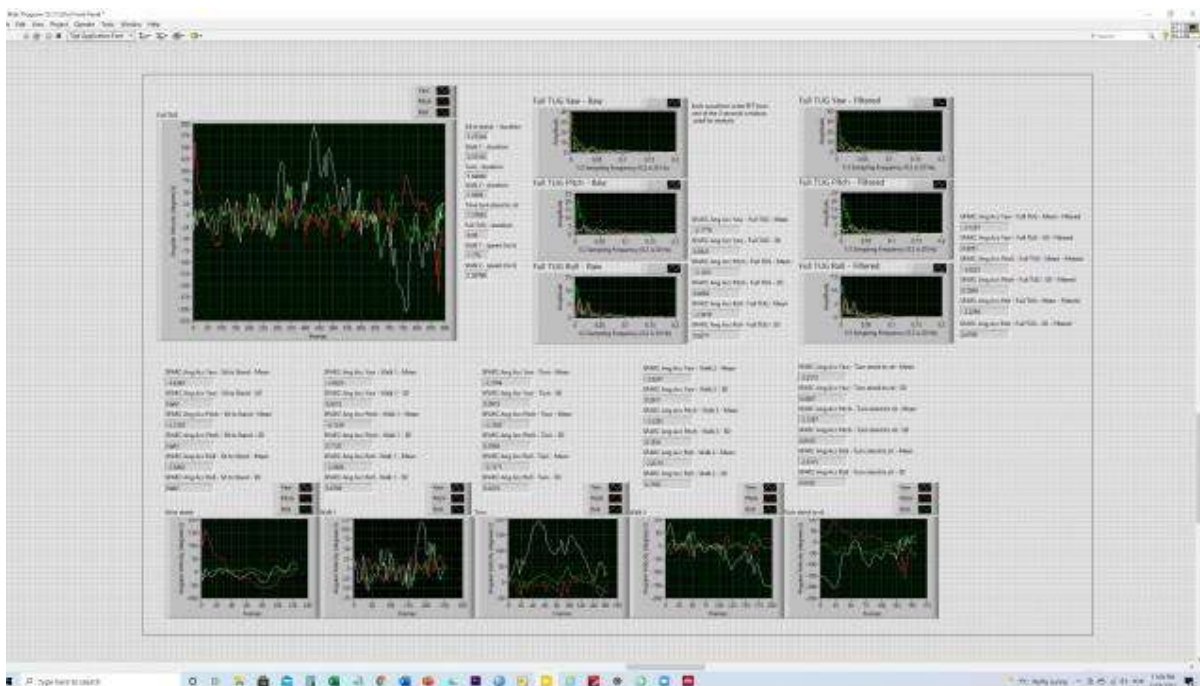
Trial 1



Trial 2

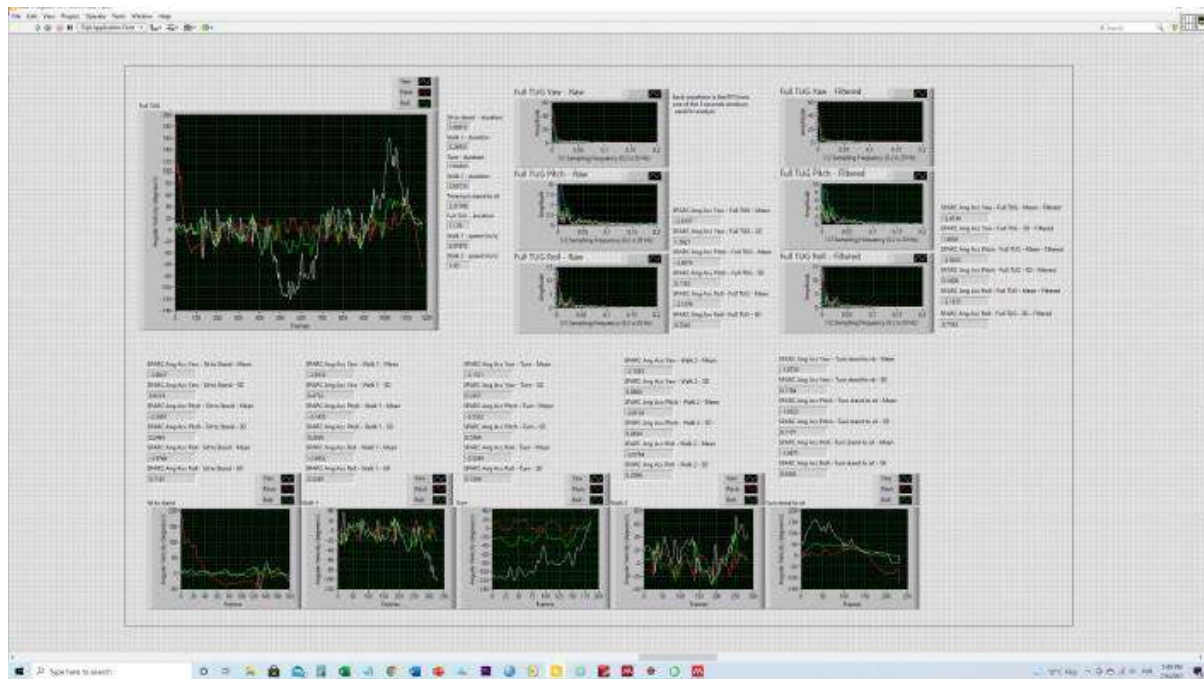


Trial 3

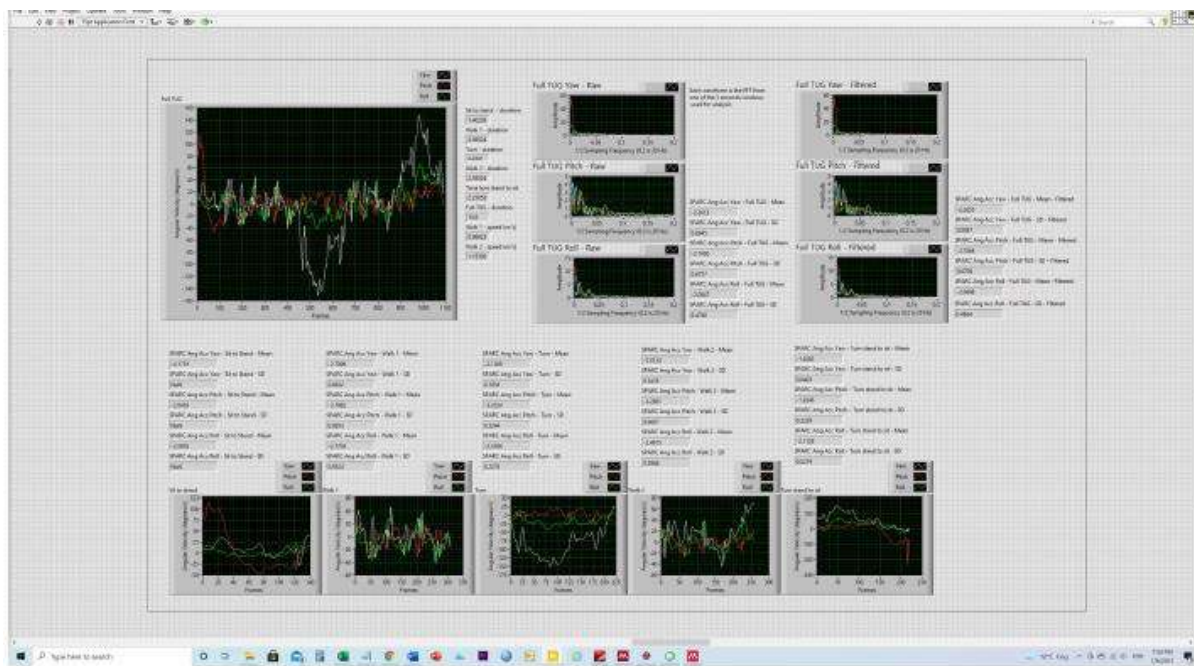


Sujeito 24

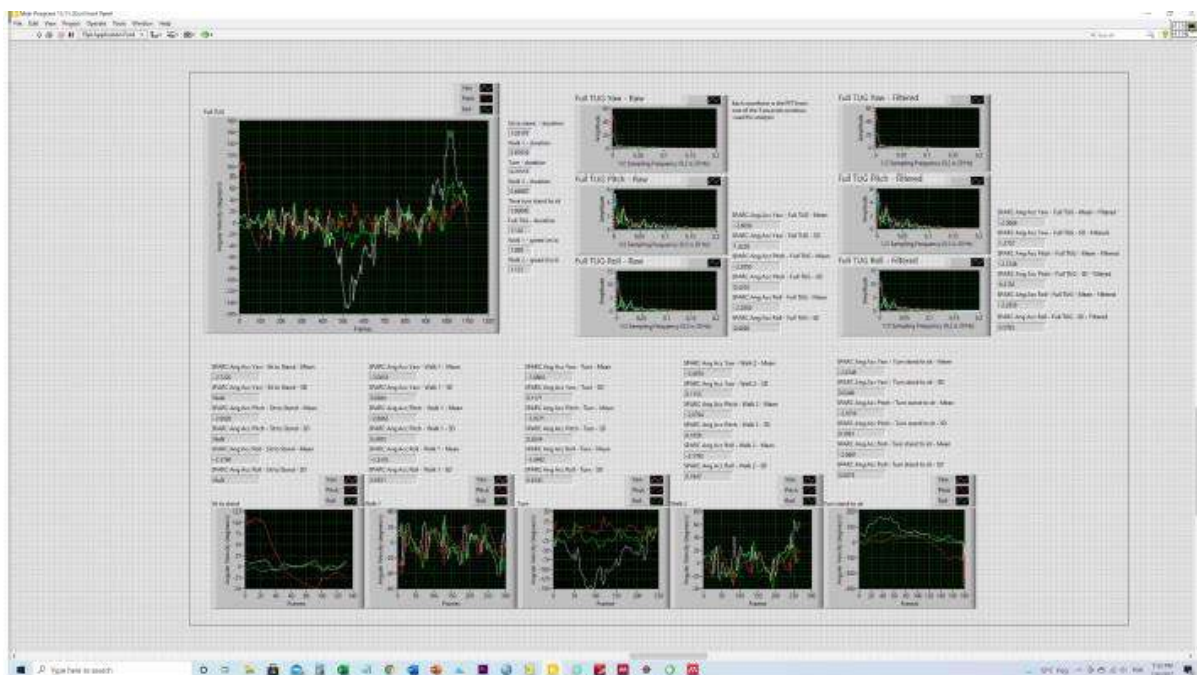
Trial 1



Trial 2

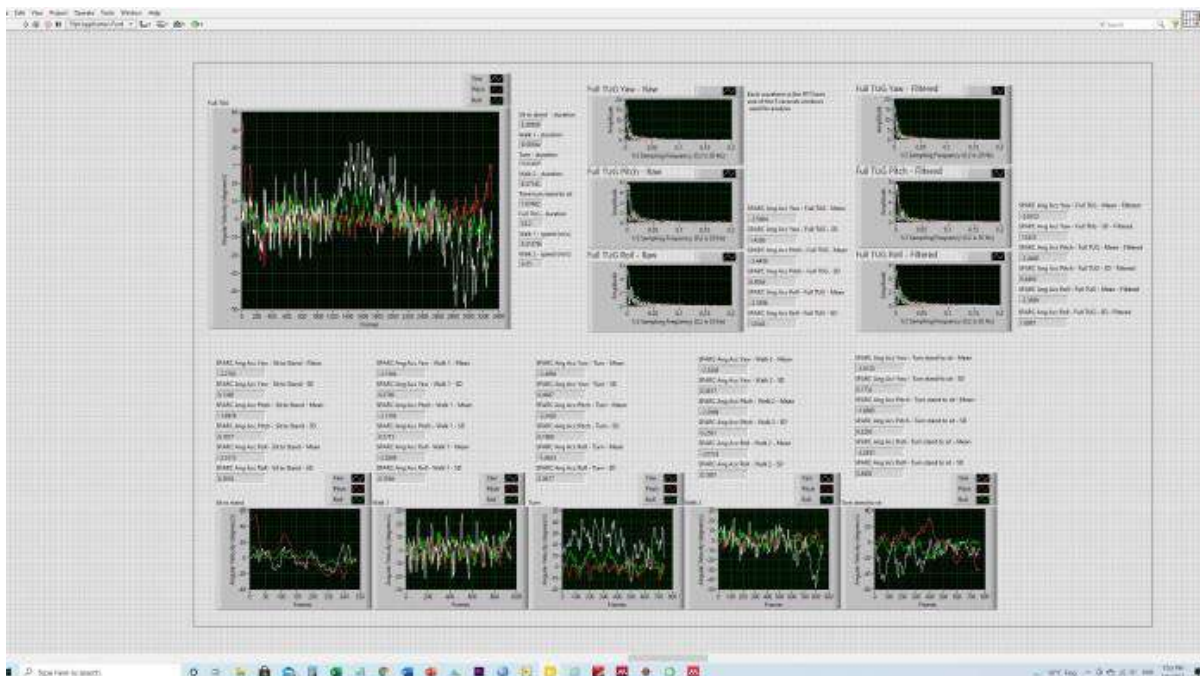


Trial 3

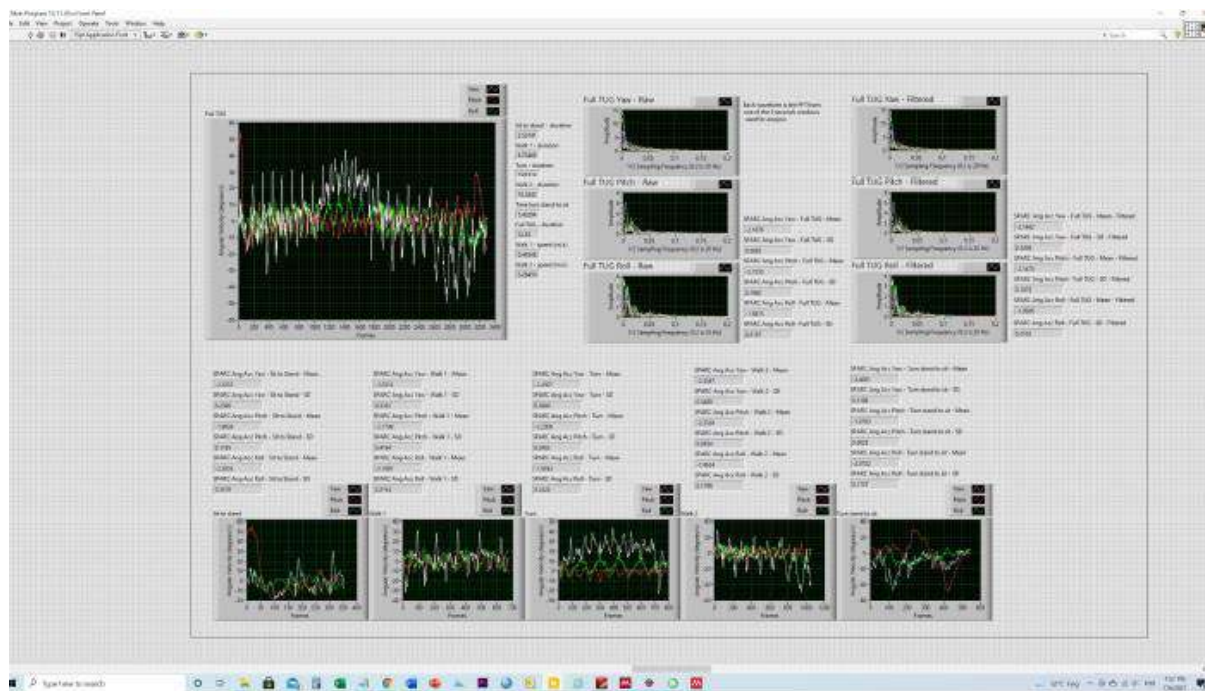


Sujeito 25

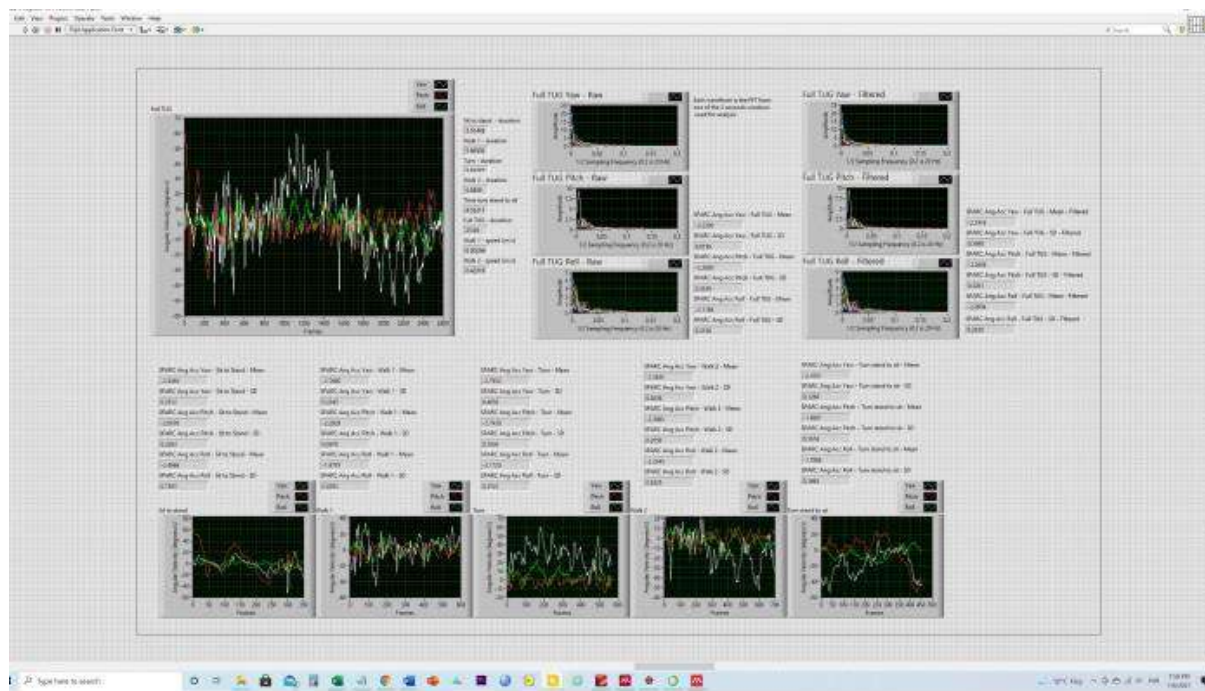
Trial 1



Trial 2

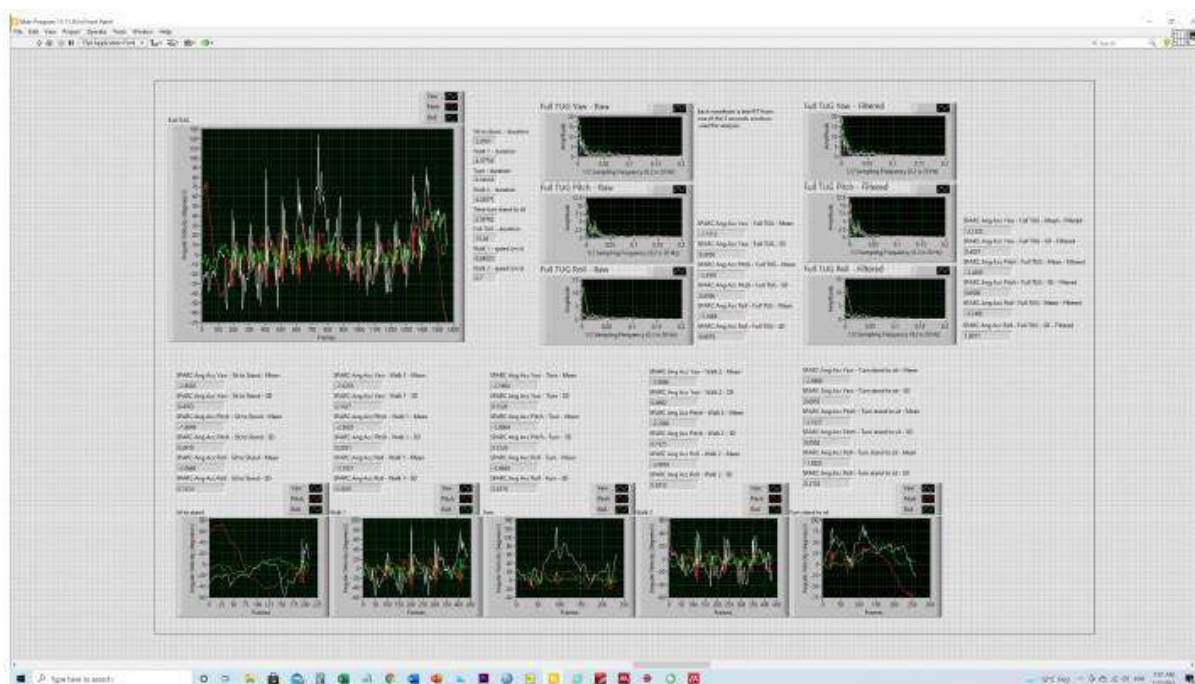


Trial 3

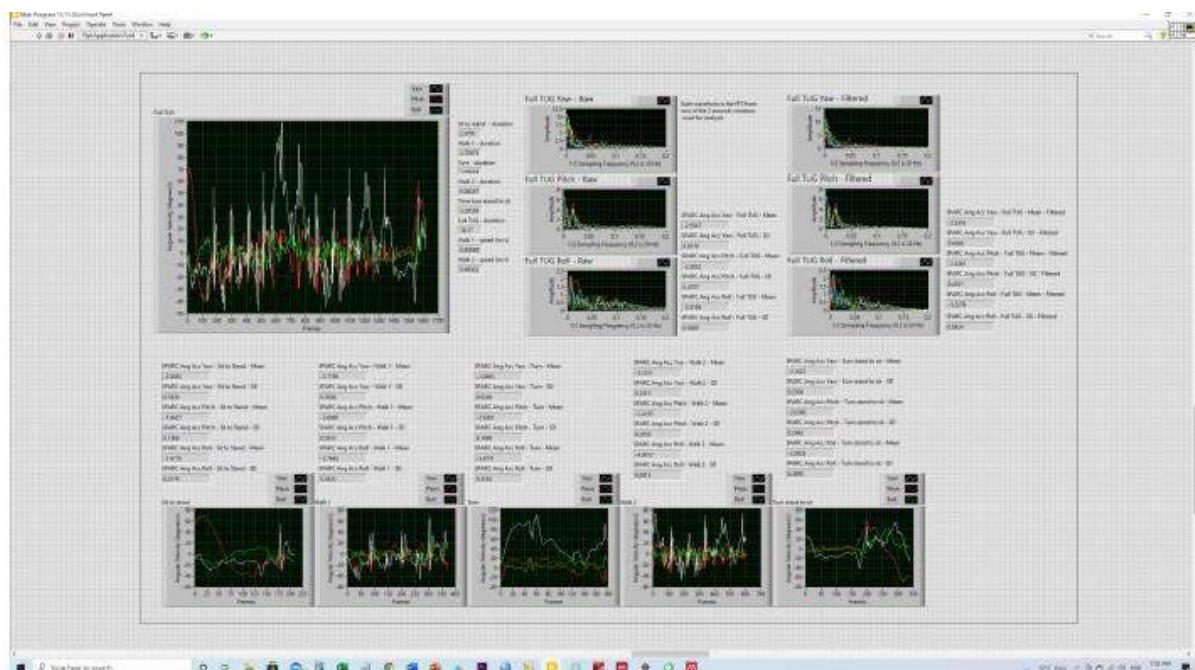


Sujeito 26

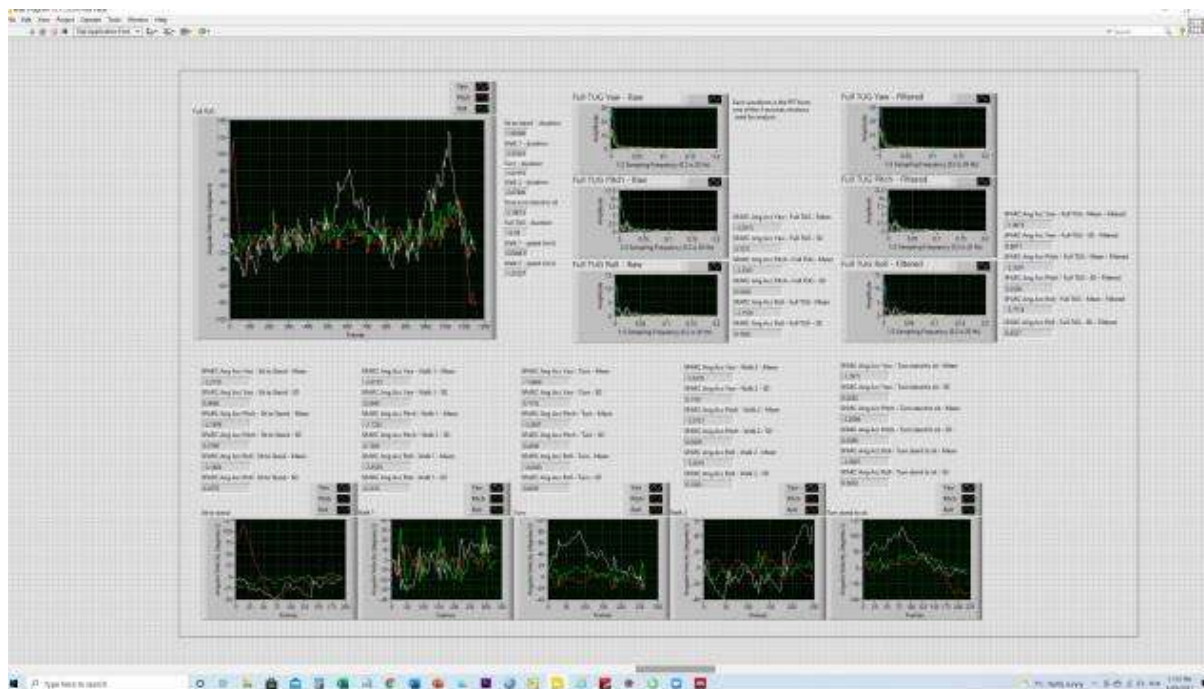
Trial 1



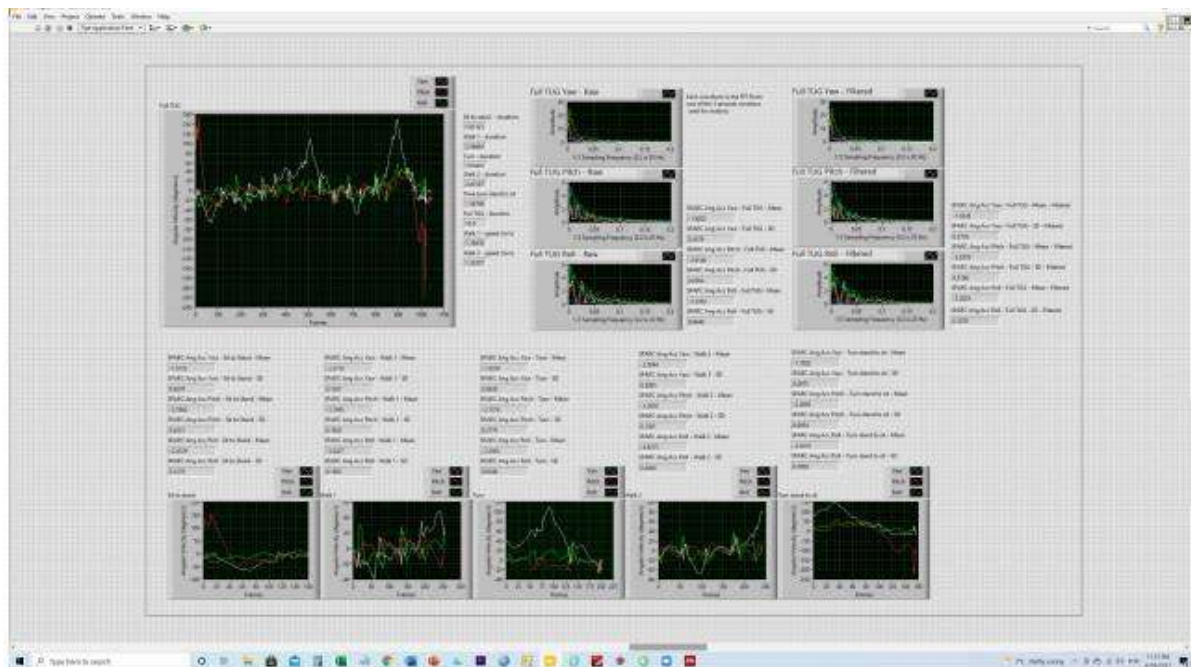
Trial 2



Trial 2

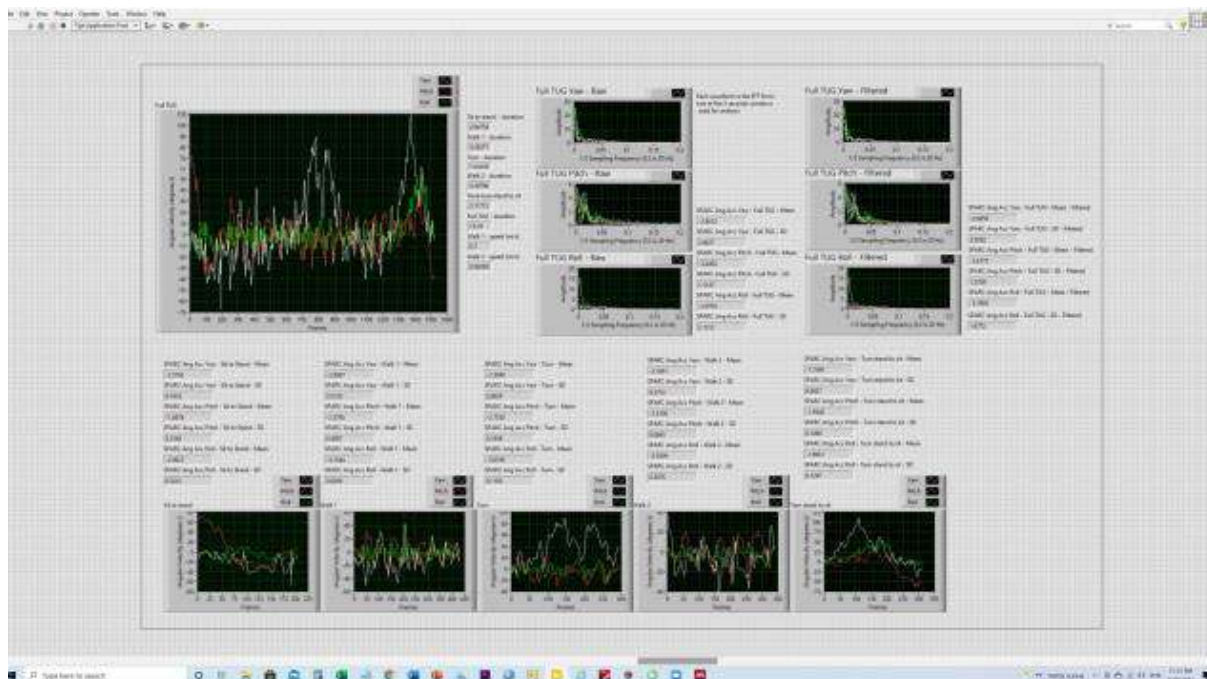


Trial 3

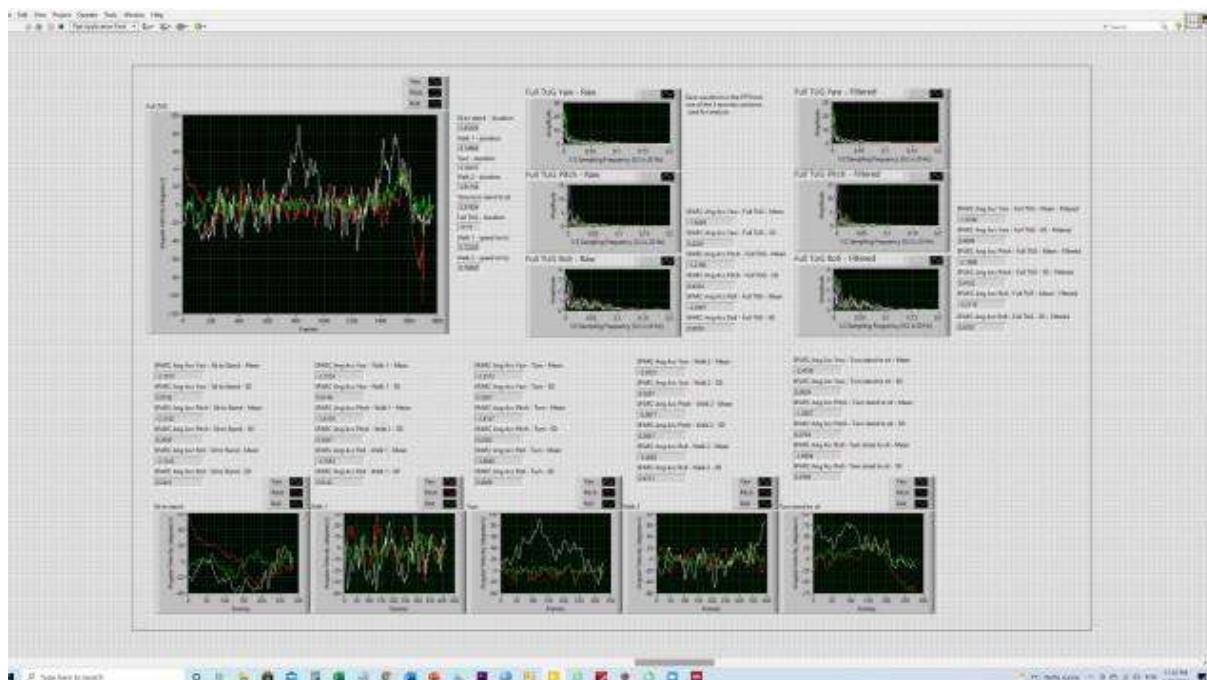


Sujeto 28

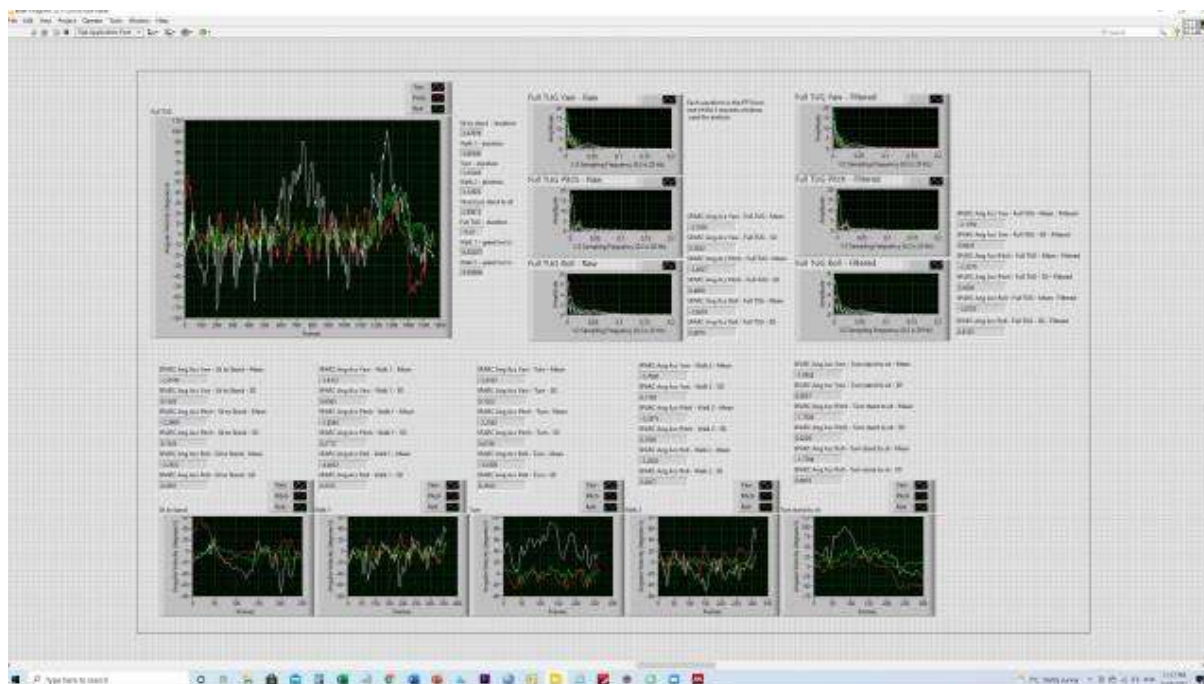
Trial 1



Trial 2



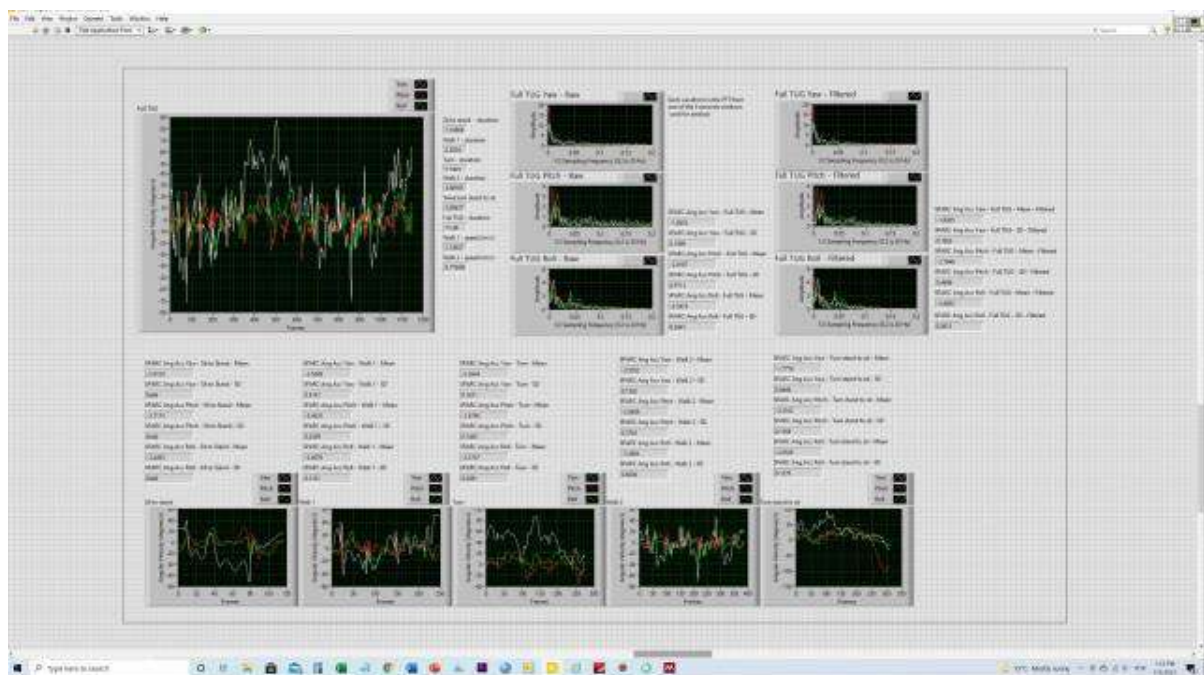
Trial 3



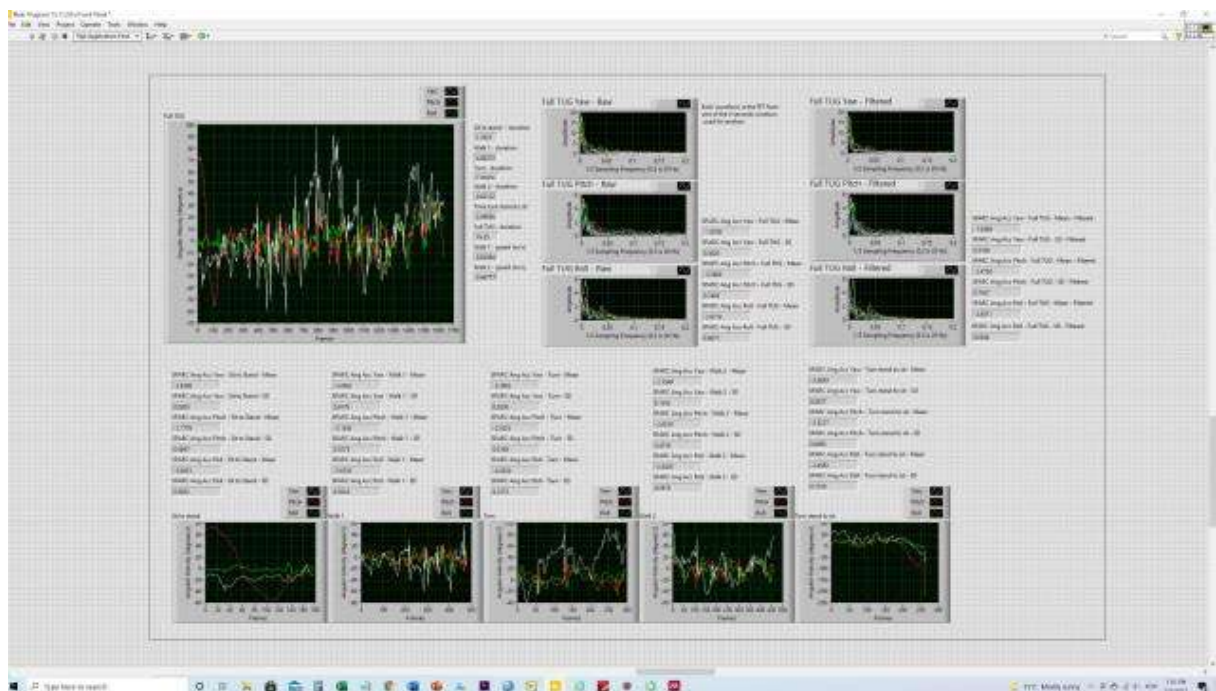
Sujeito 29

Trial 1 – Artifact

Trial 2

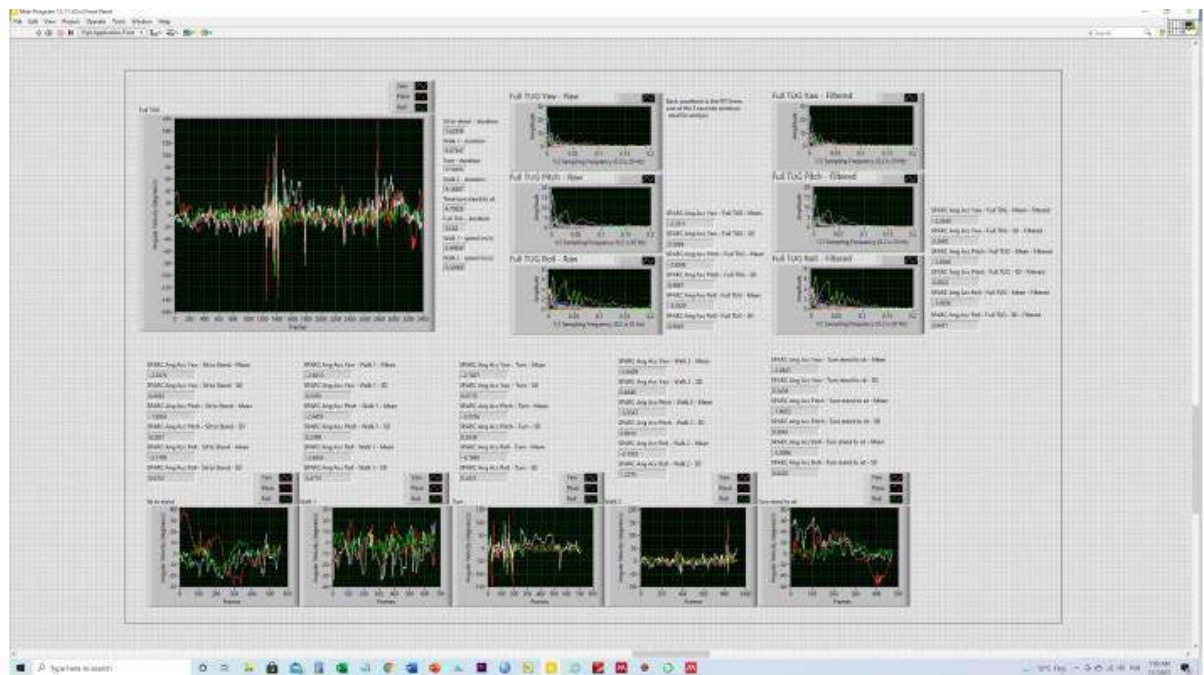


Trial 3

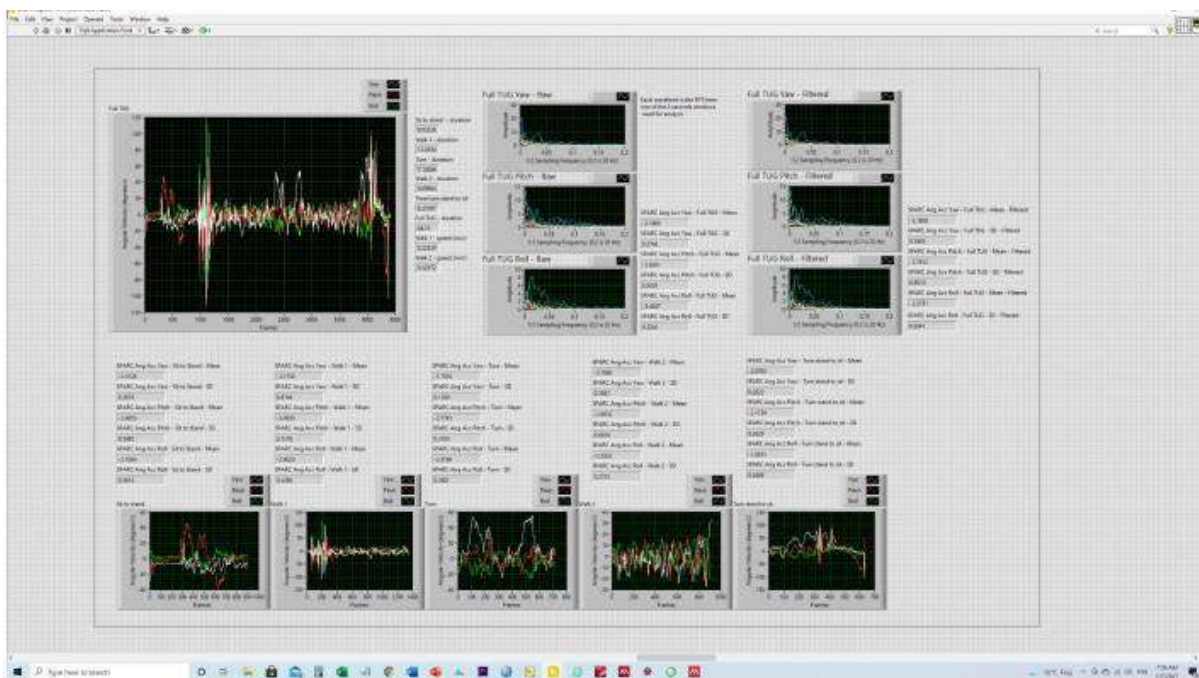


Sujeito 30

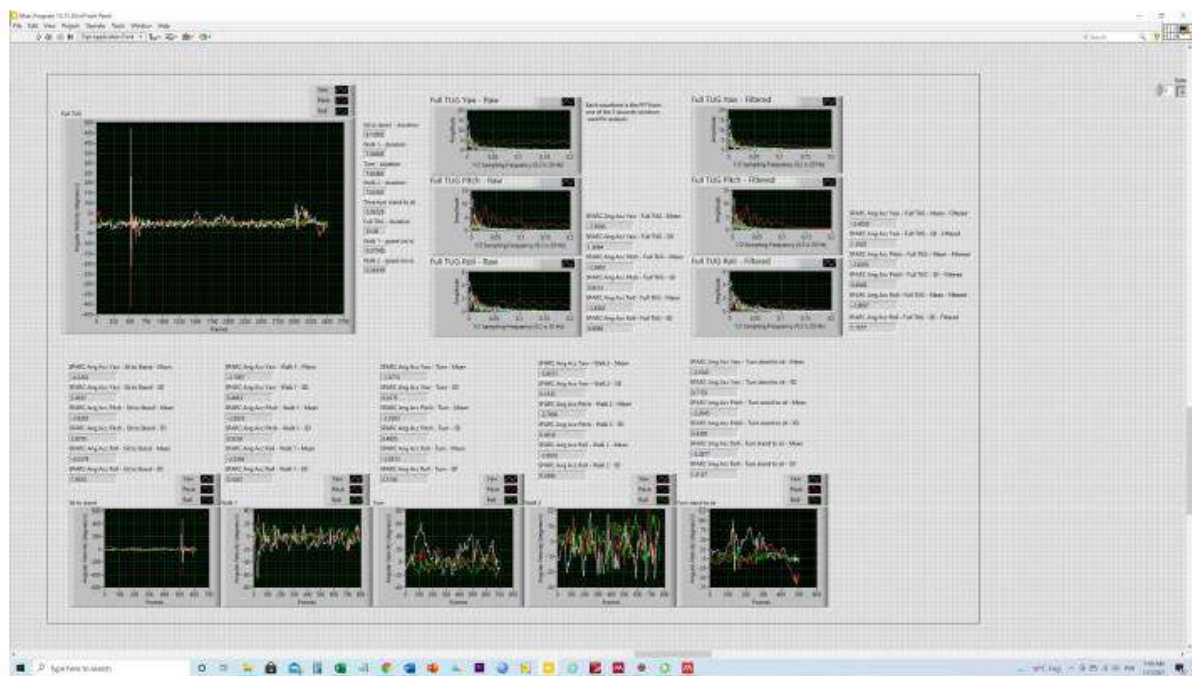
Trial 1



Trial 2

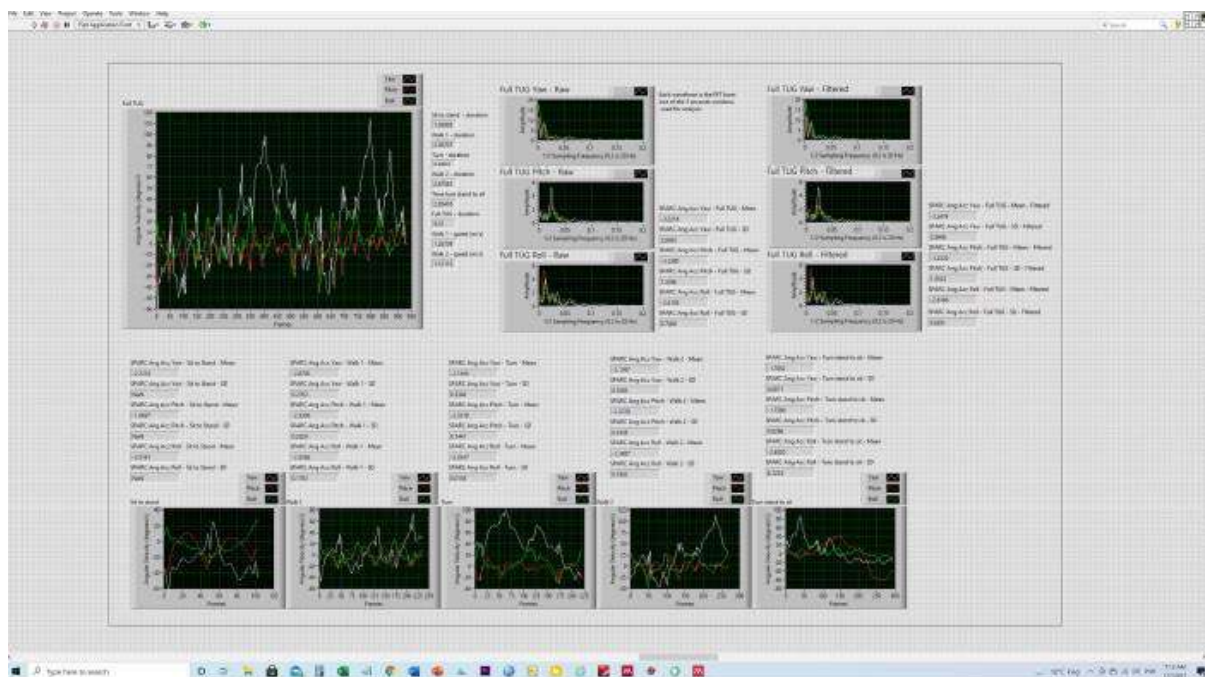


Trial 3

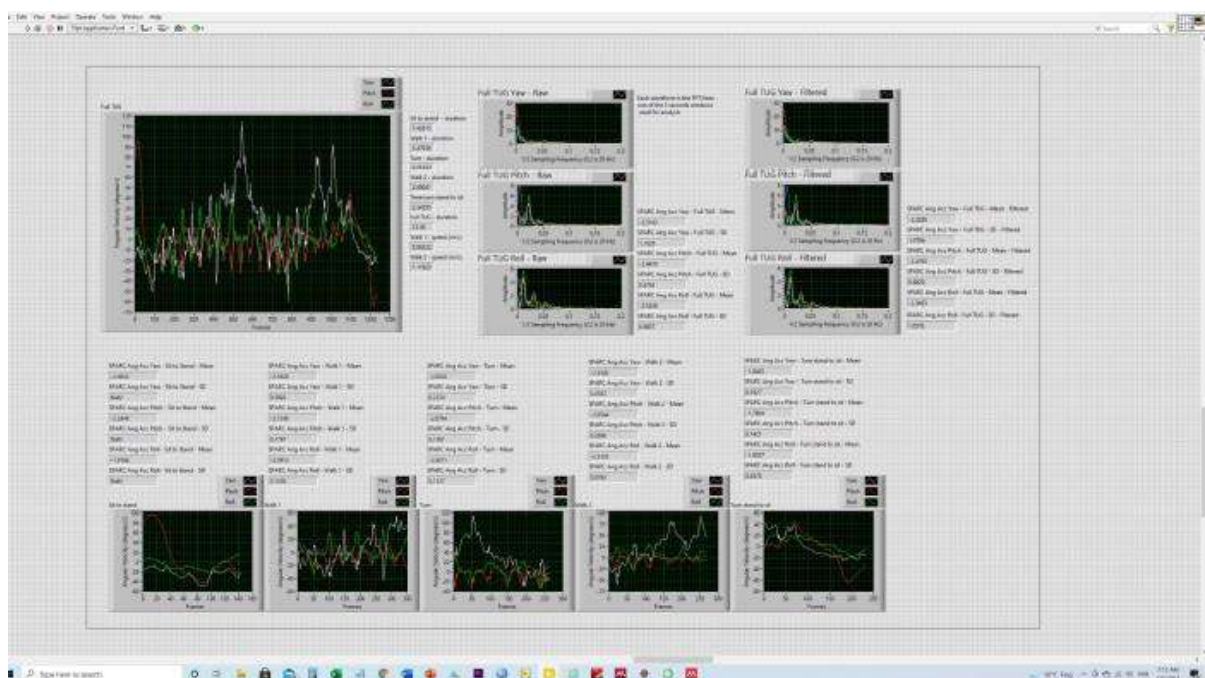


Sujeito 31

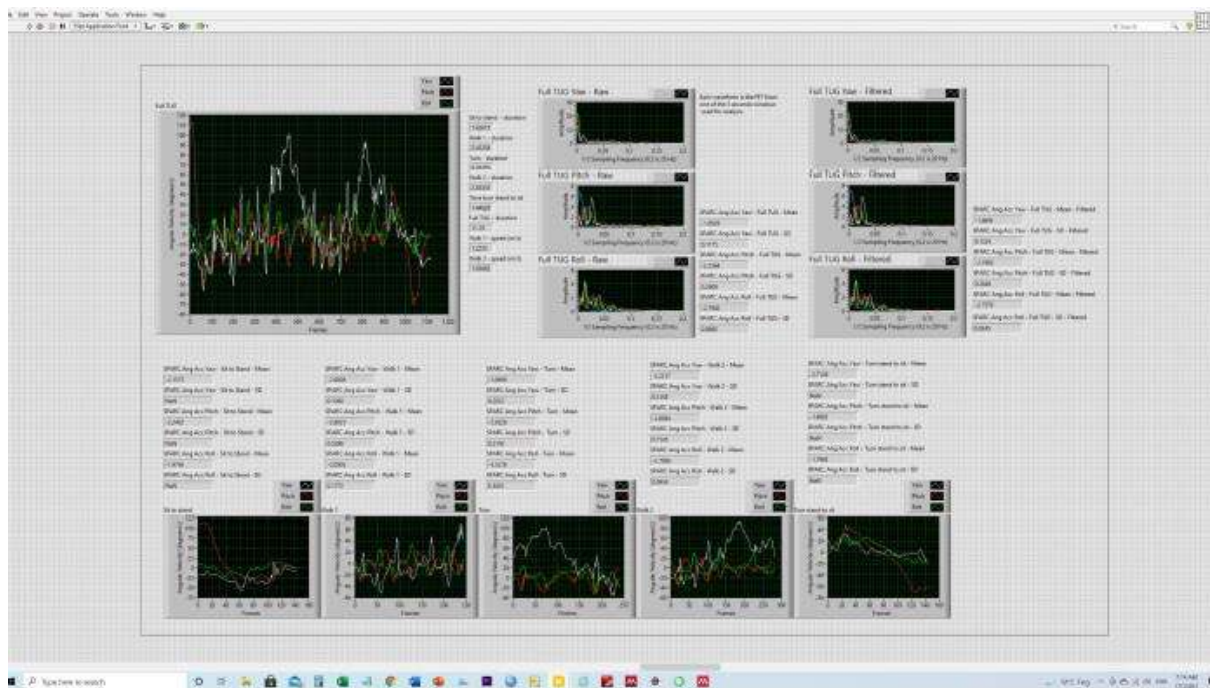
Trial 1



Trial 2

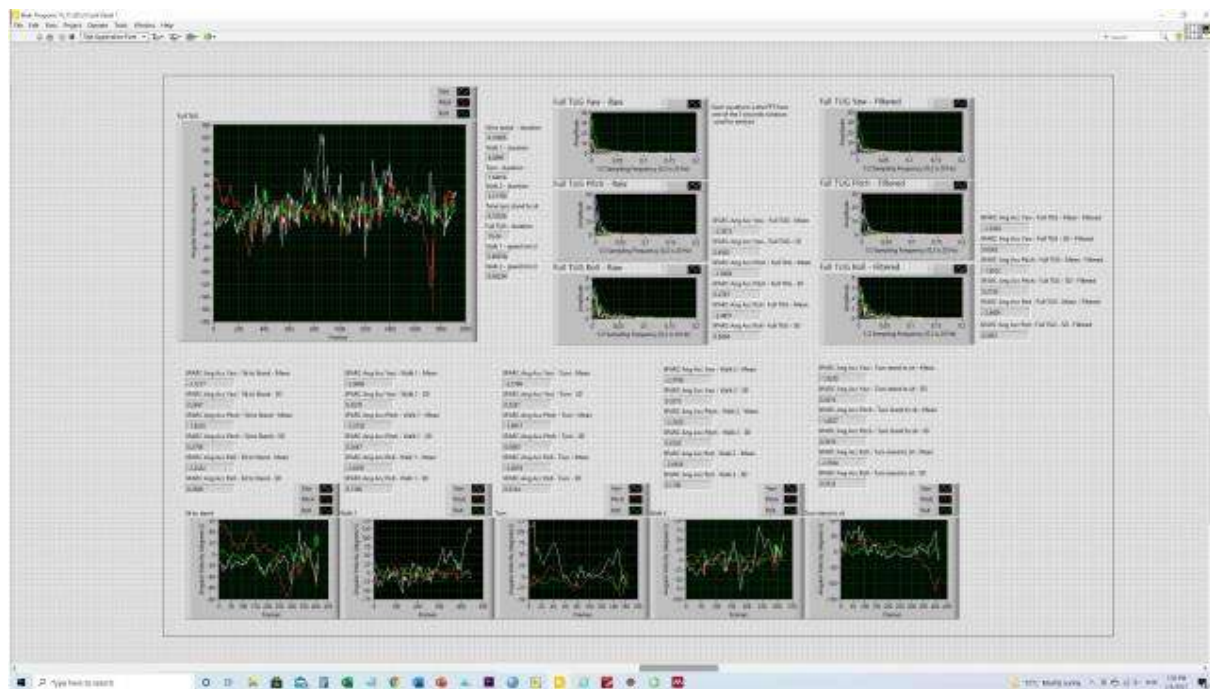


Trial 3

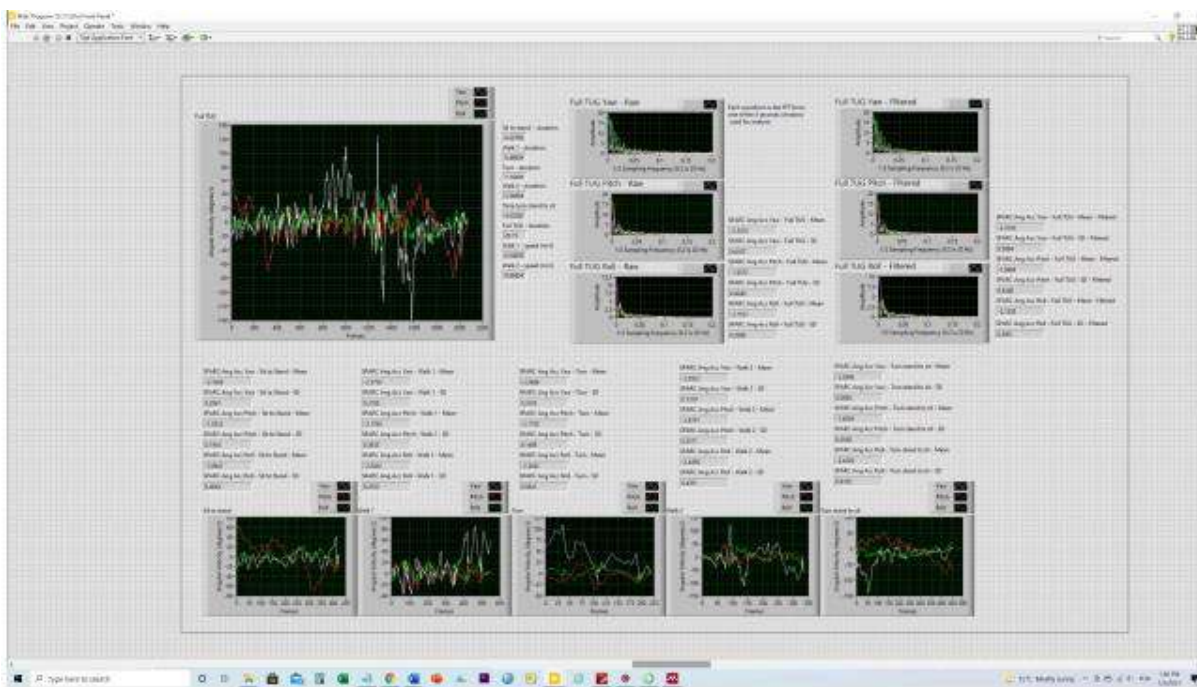


Sujeito 32

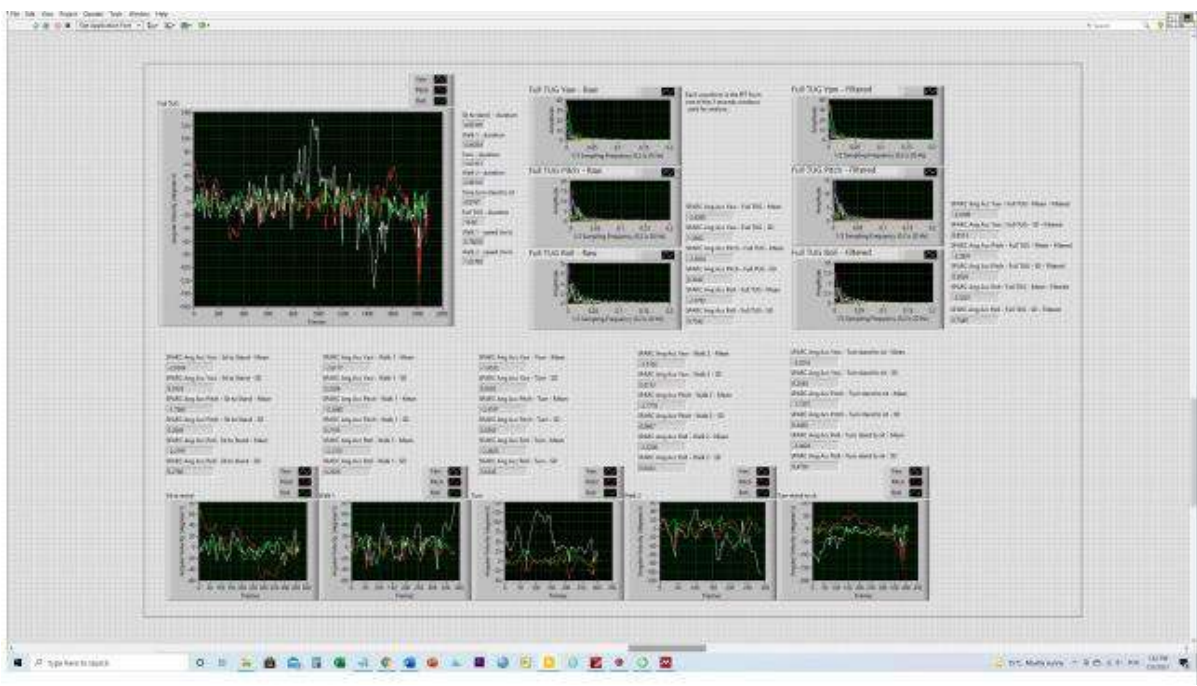
Trial 1



Trial 2

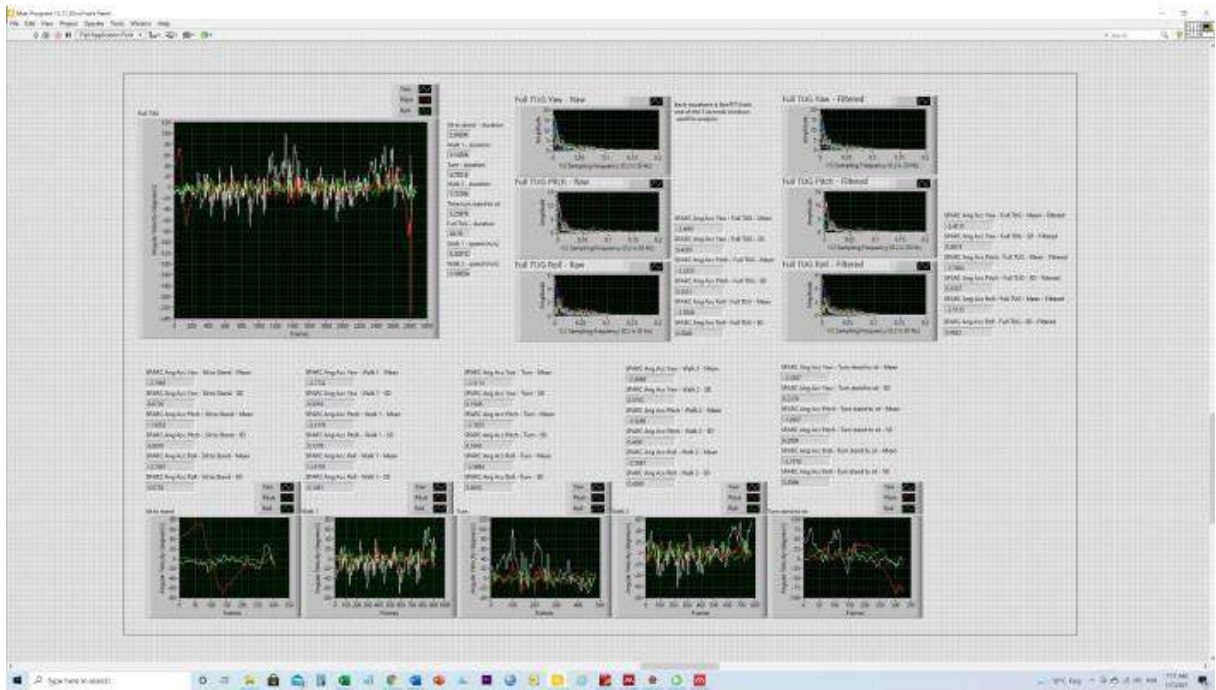


Trial 3

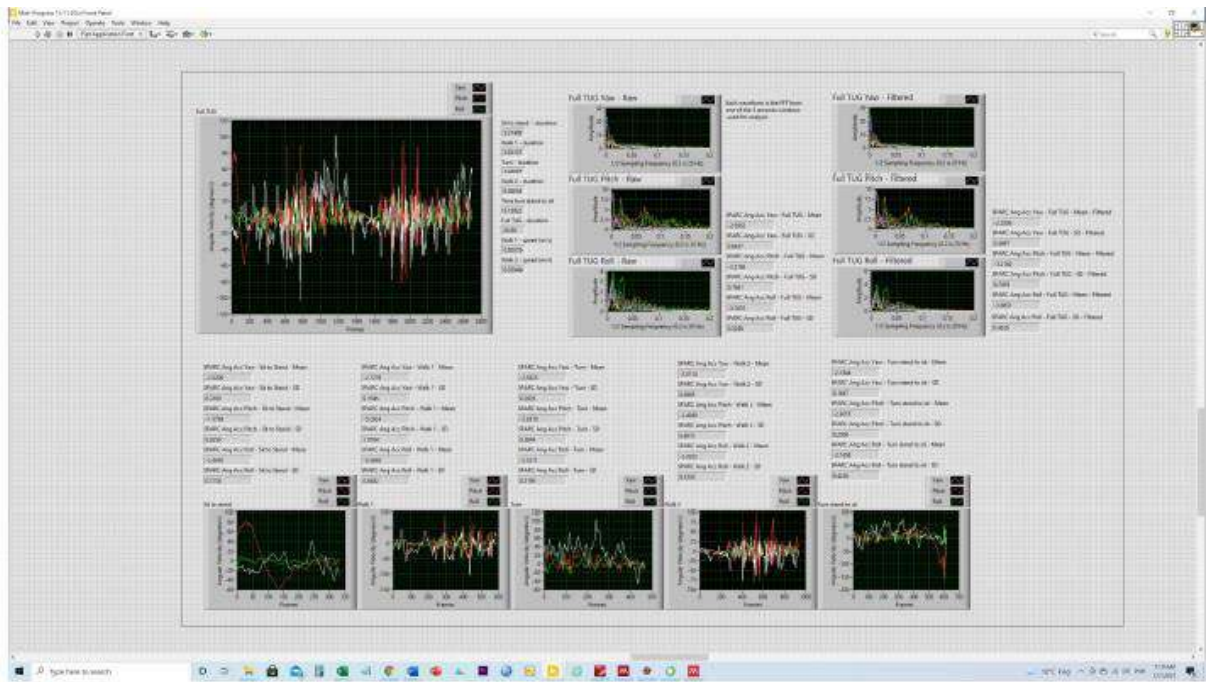


Sujeito 33

Trial 1

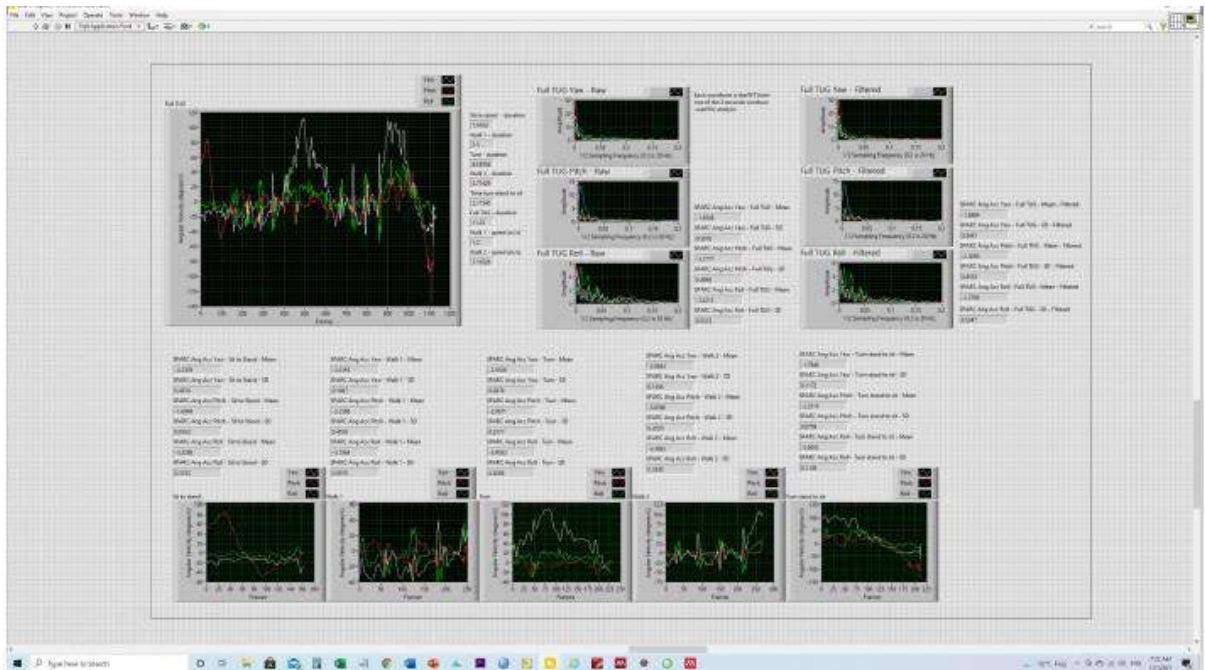


Trial 2

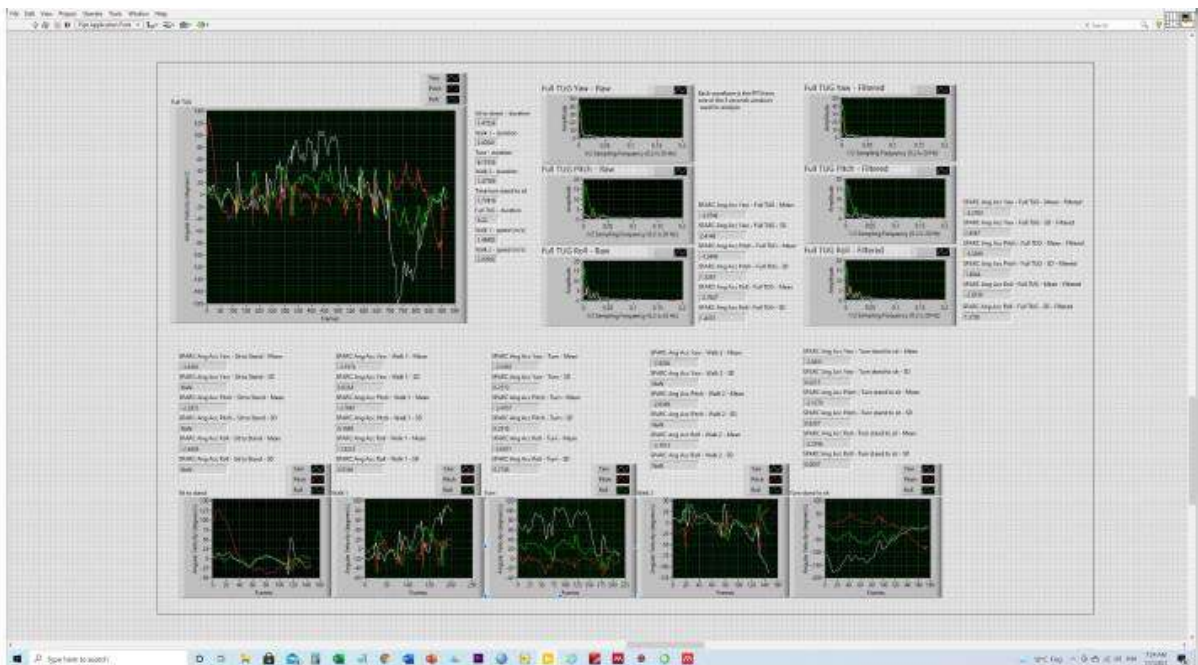


Trial 3 - Artifact

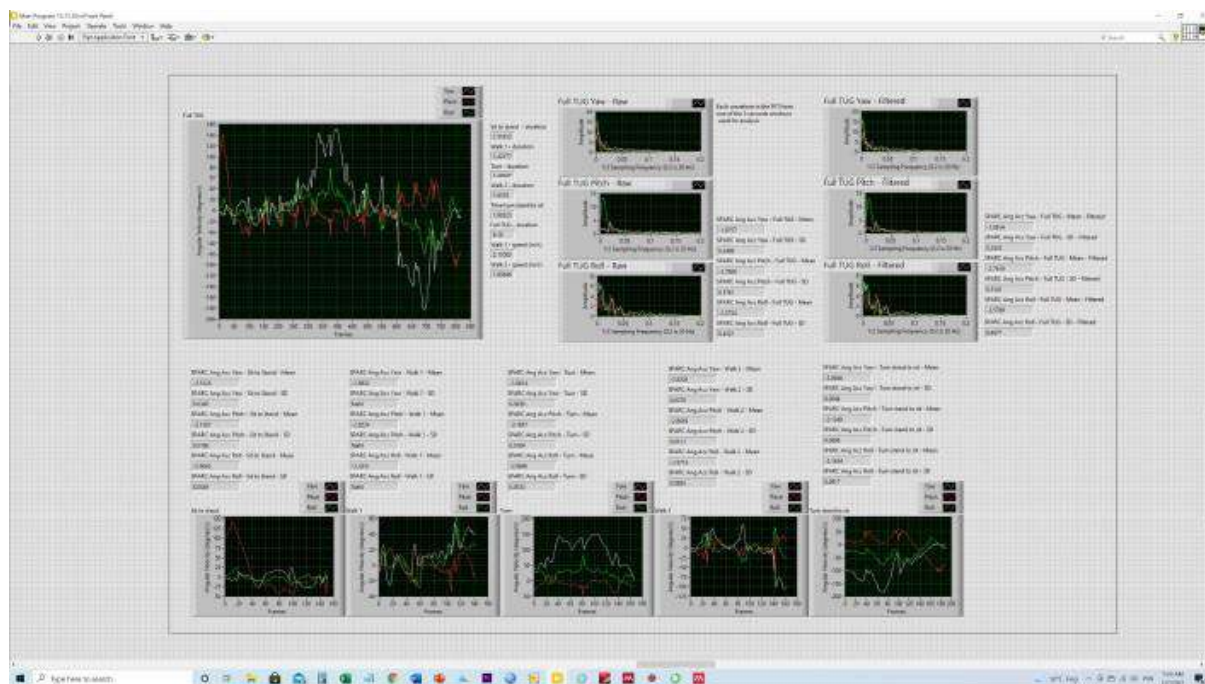
Sujeito 34
Trial 1



Trial 2

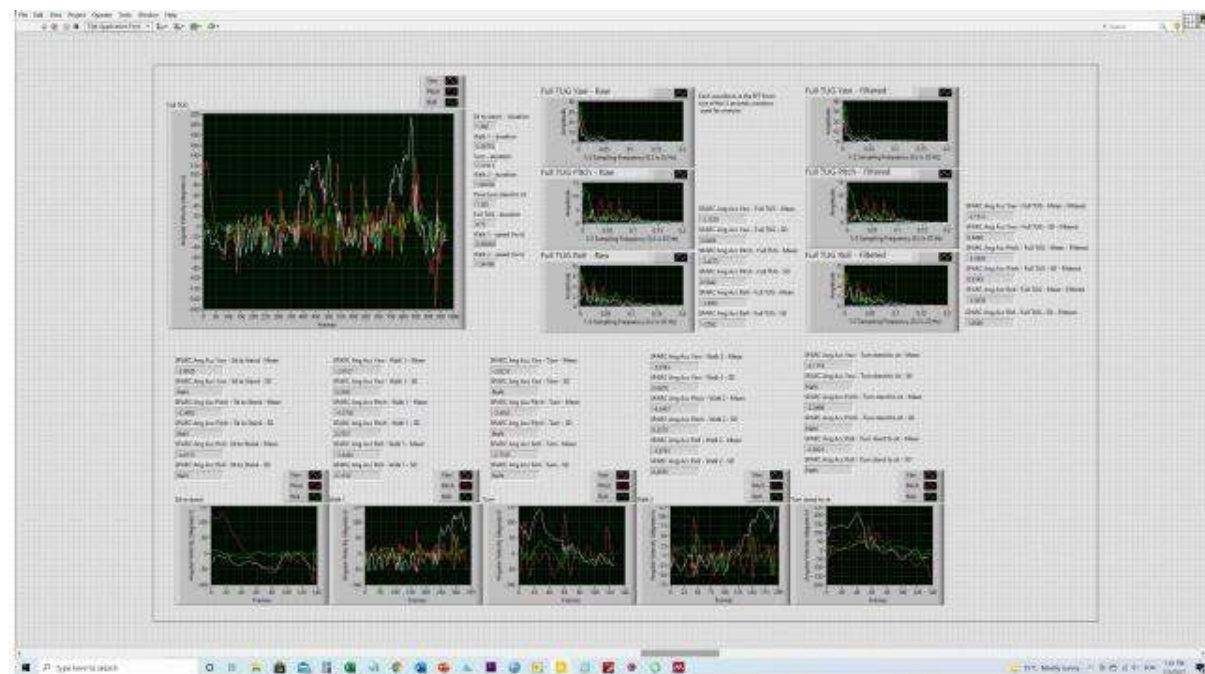


Trial 3

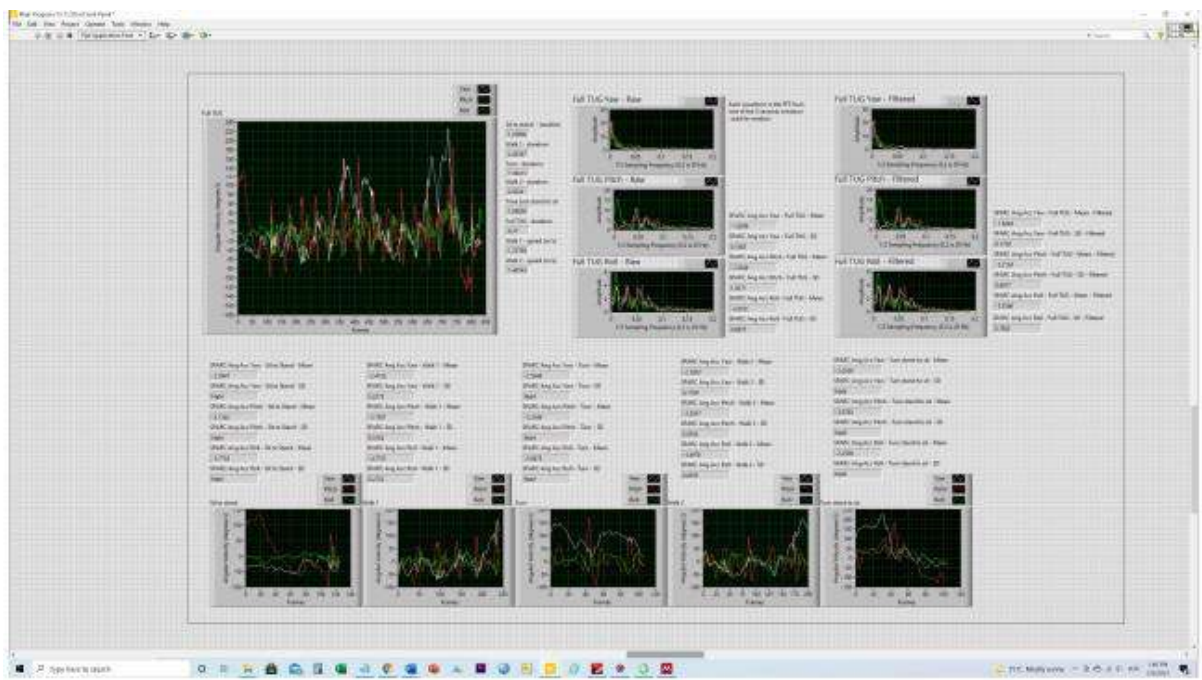


Sujeito 35

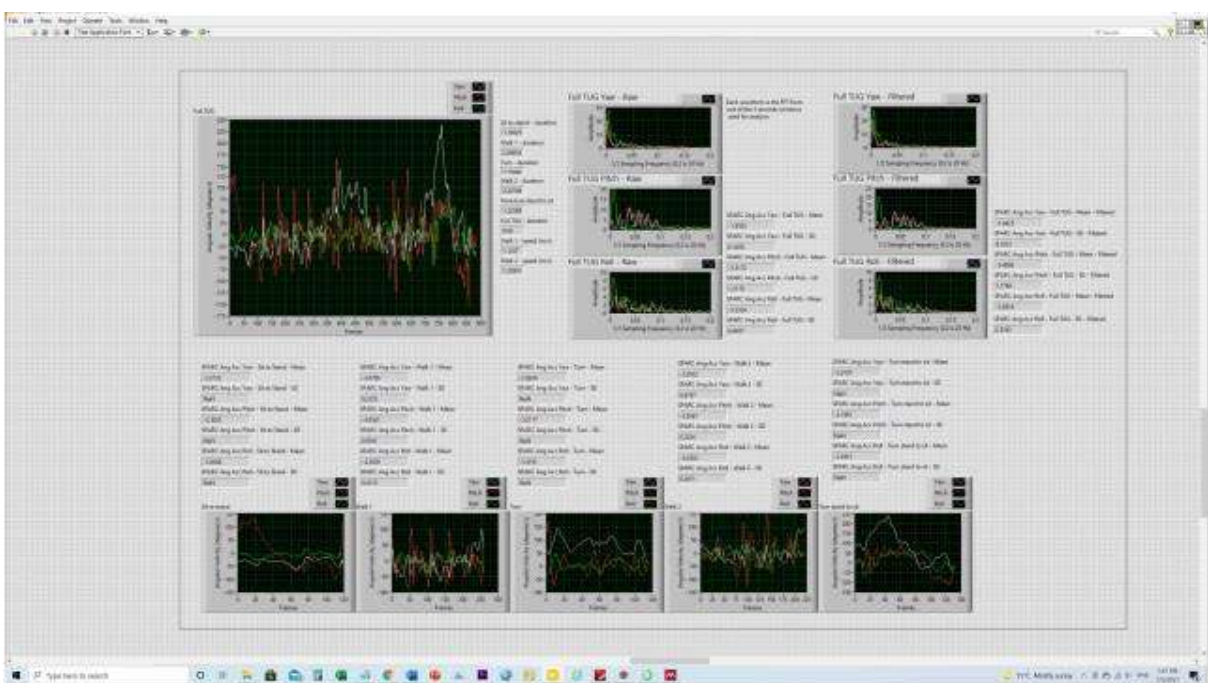
Trial 1



Trial 2

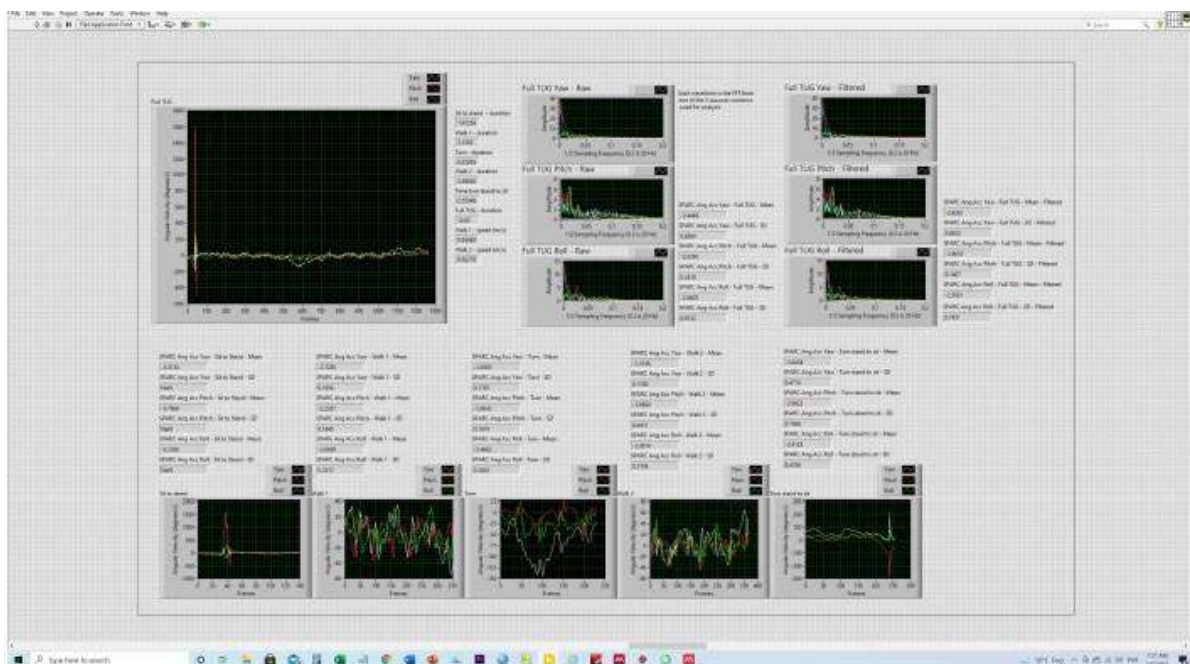


Trial 3

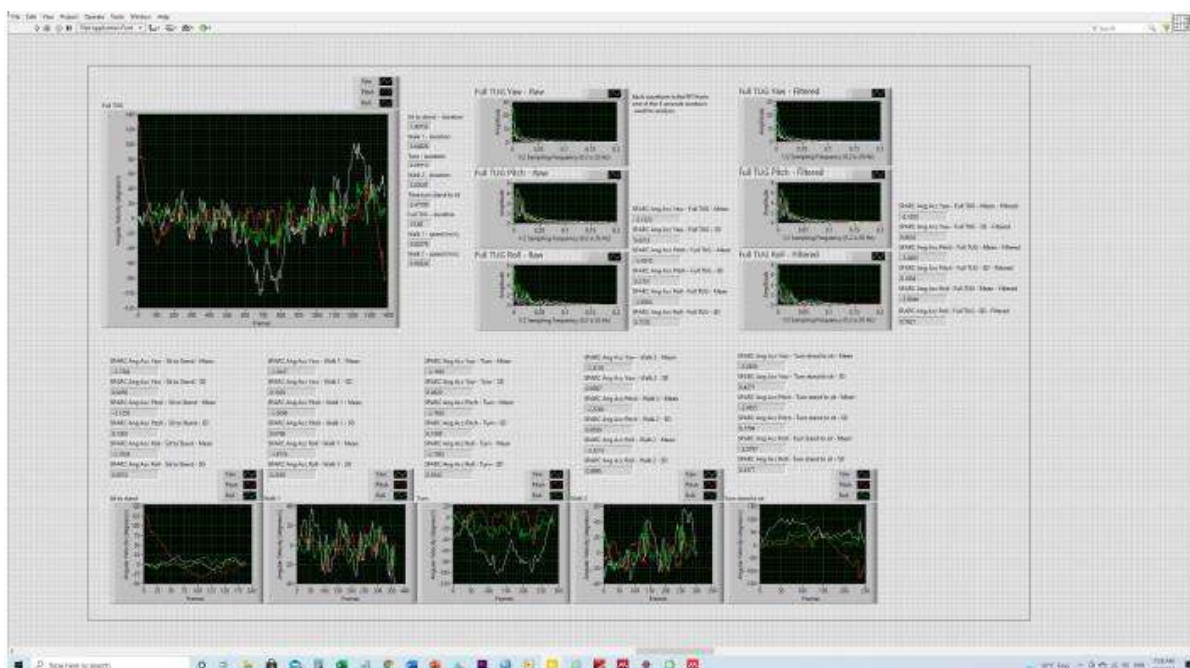


Sujeito 36

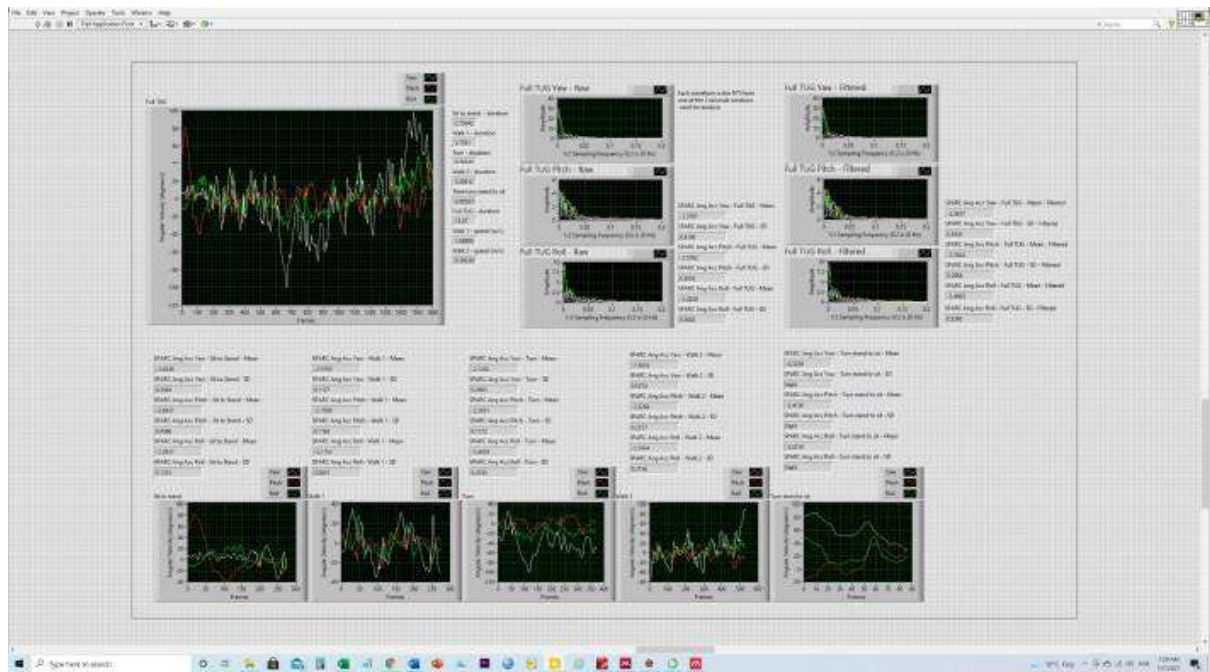
Trial 1



Trial 2



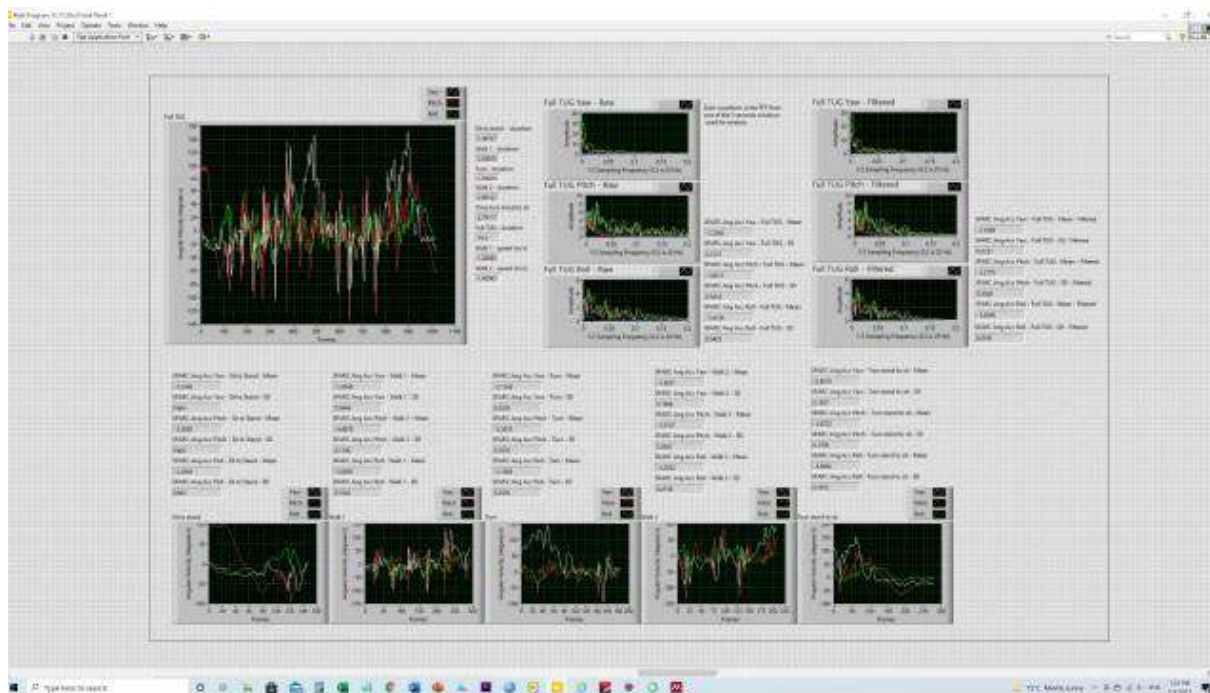
Trial 3



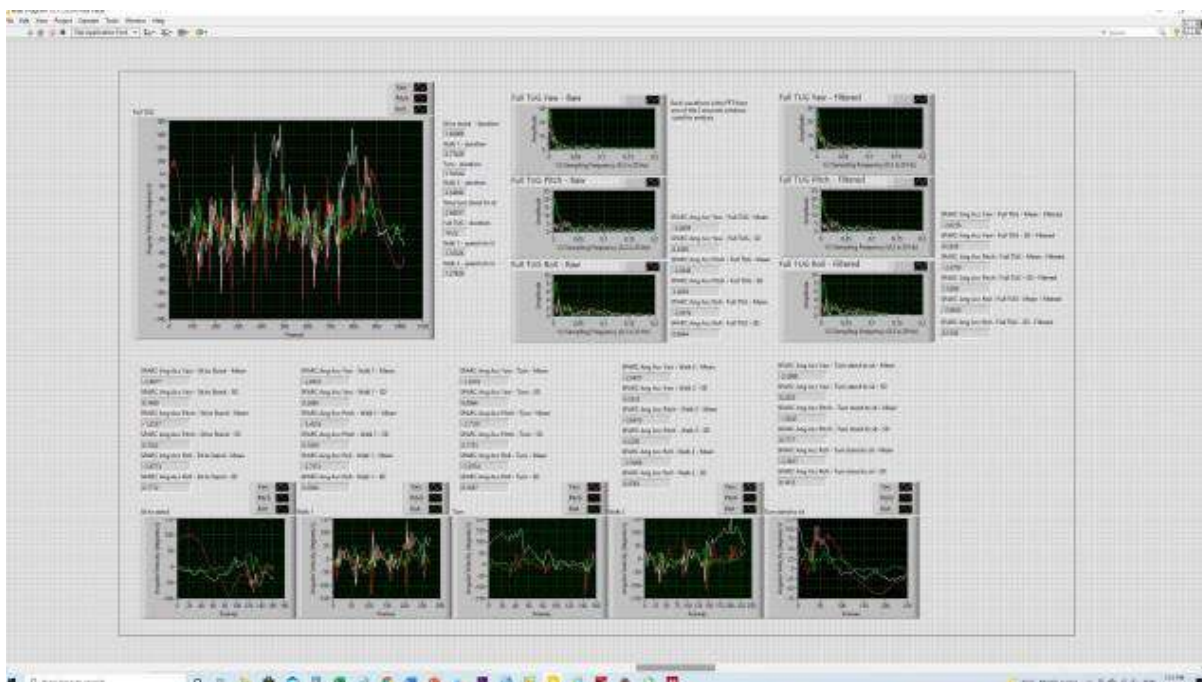
Sujeito 37

Trial 1 – Artifact

Trial 2

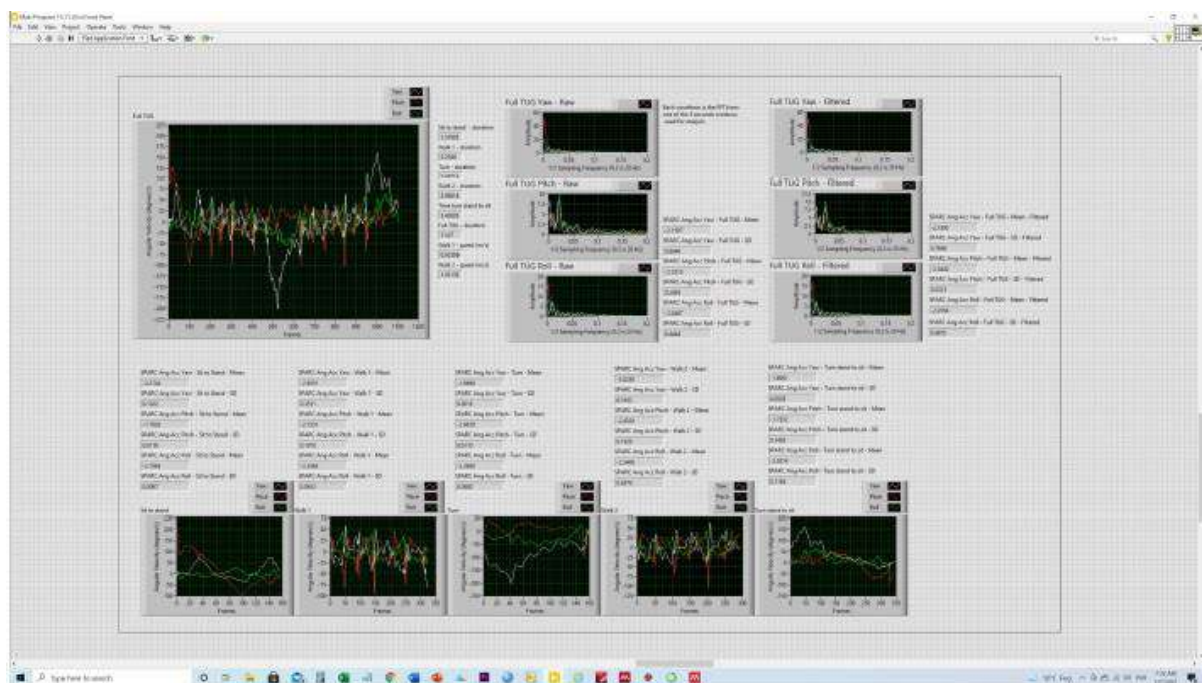


Trial 3

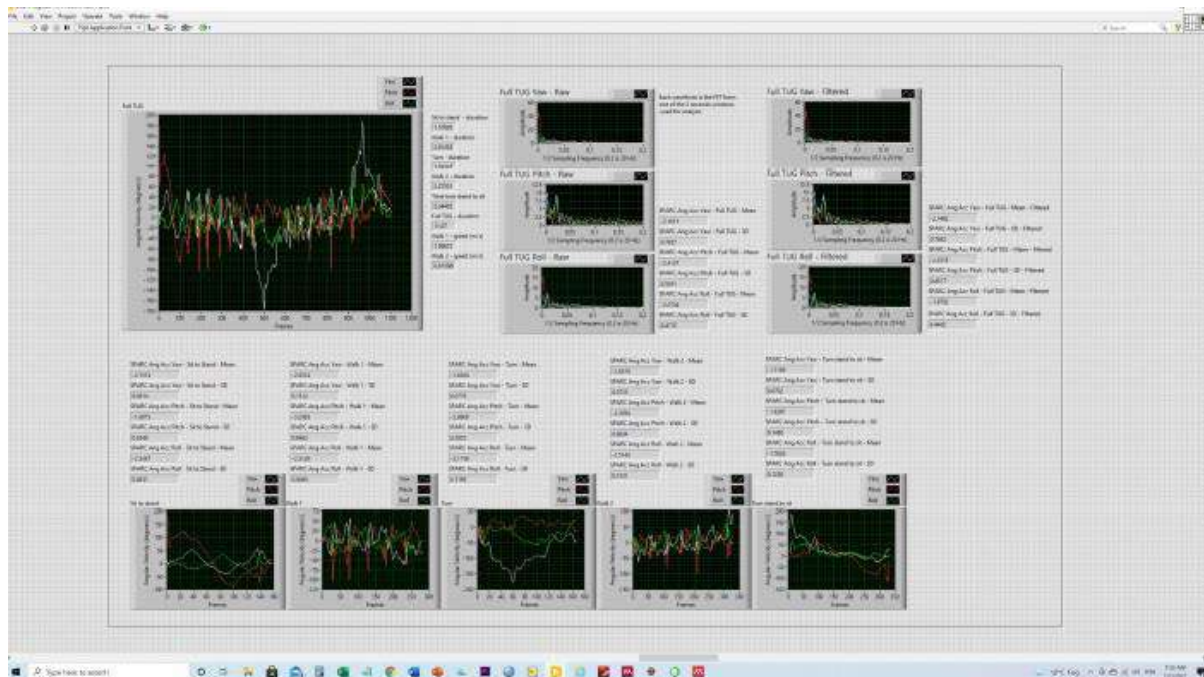


Sujeito 38

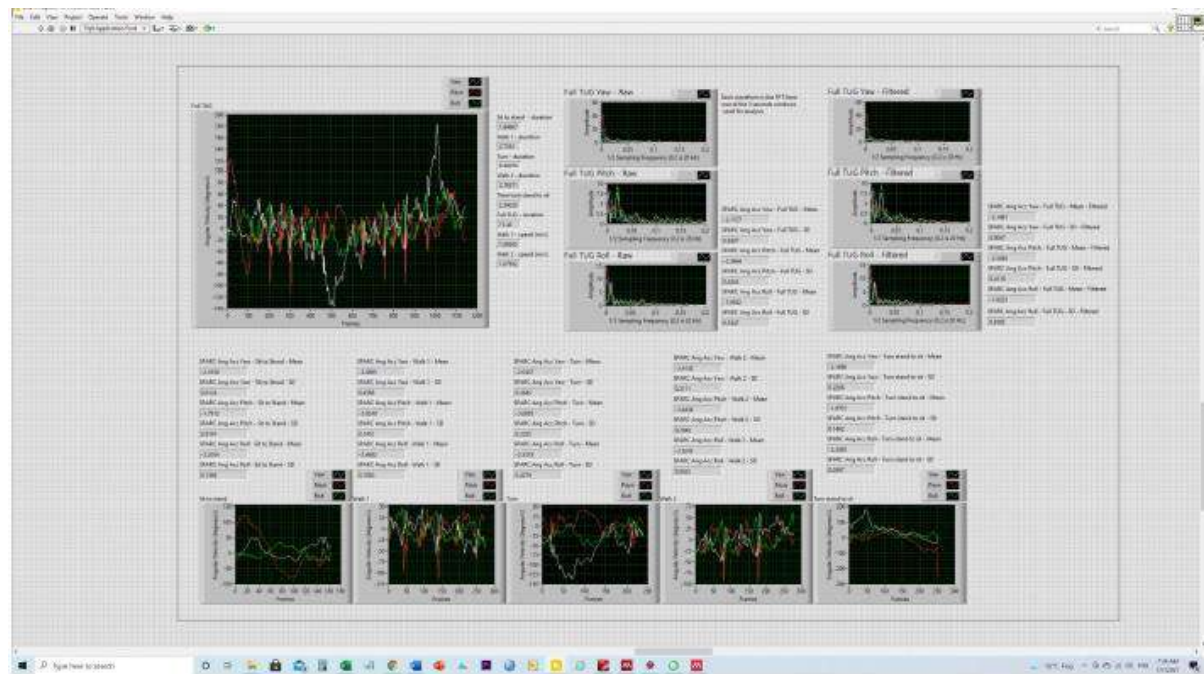
Trial 1



Trial 2

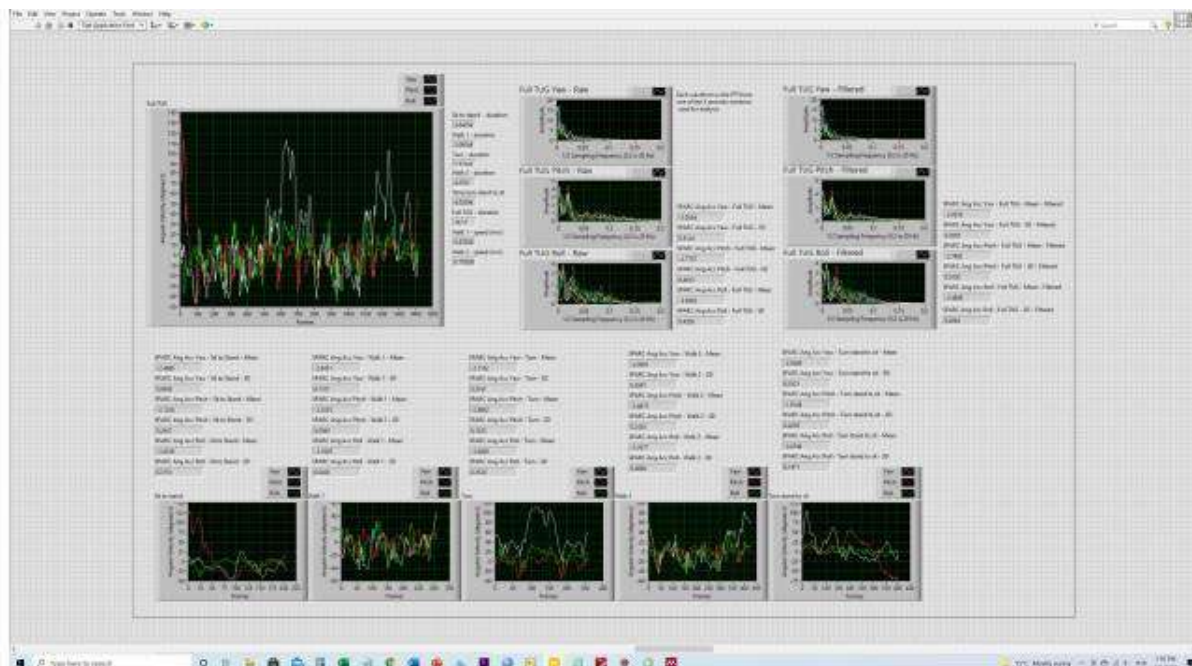


Trial 3



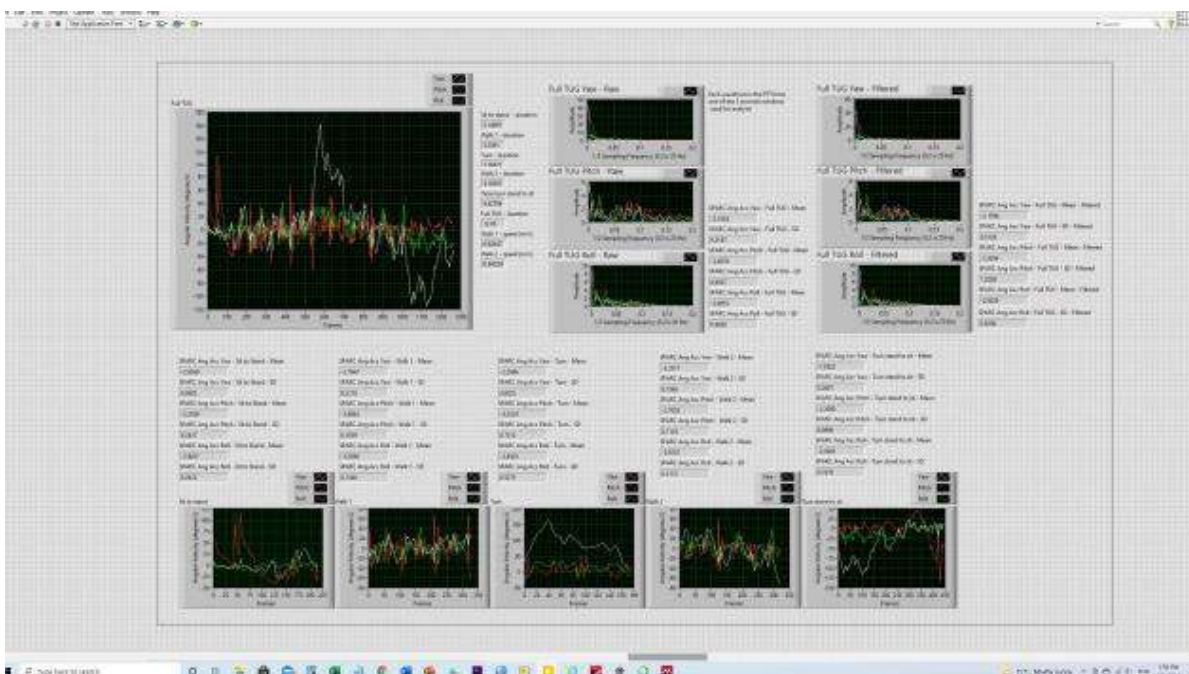
Sujeito 39

Trial 1



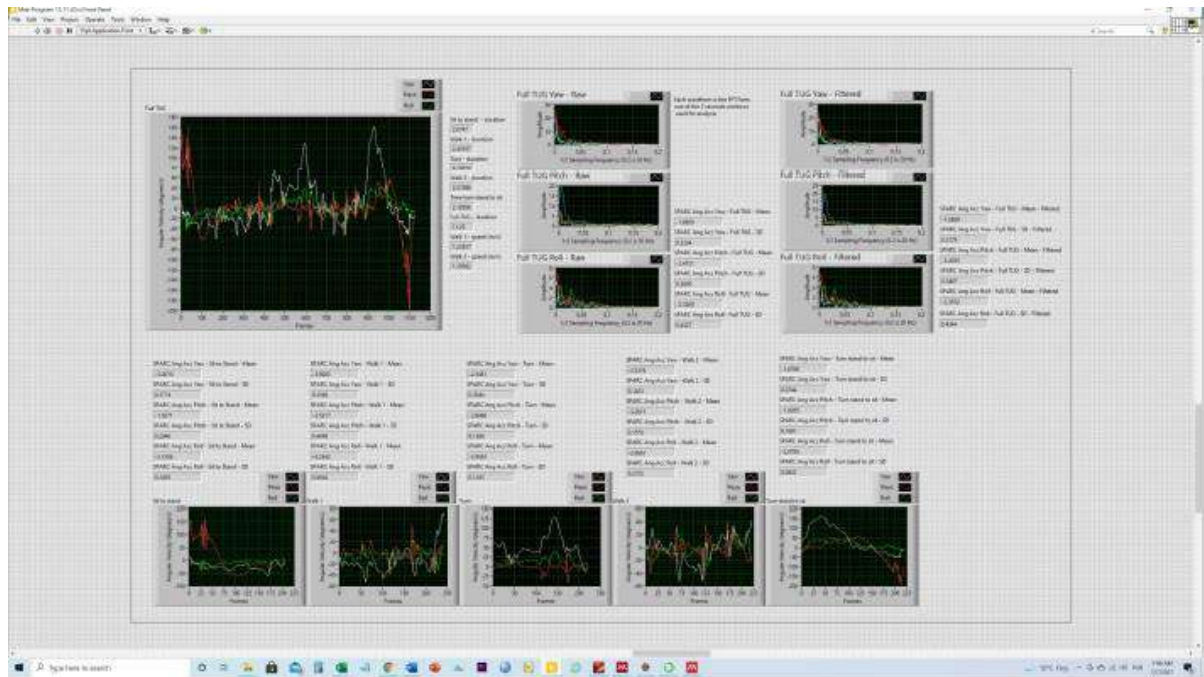
Trial 2 - Artifact

Trial 3

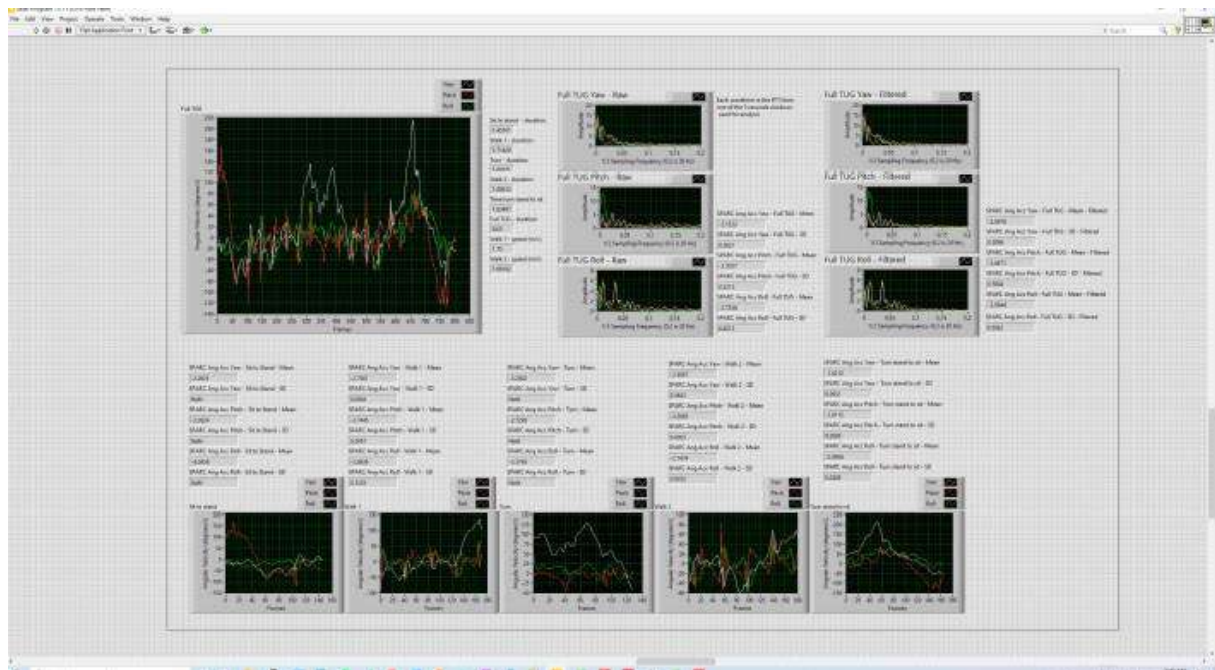


Sujeito 40

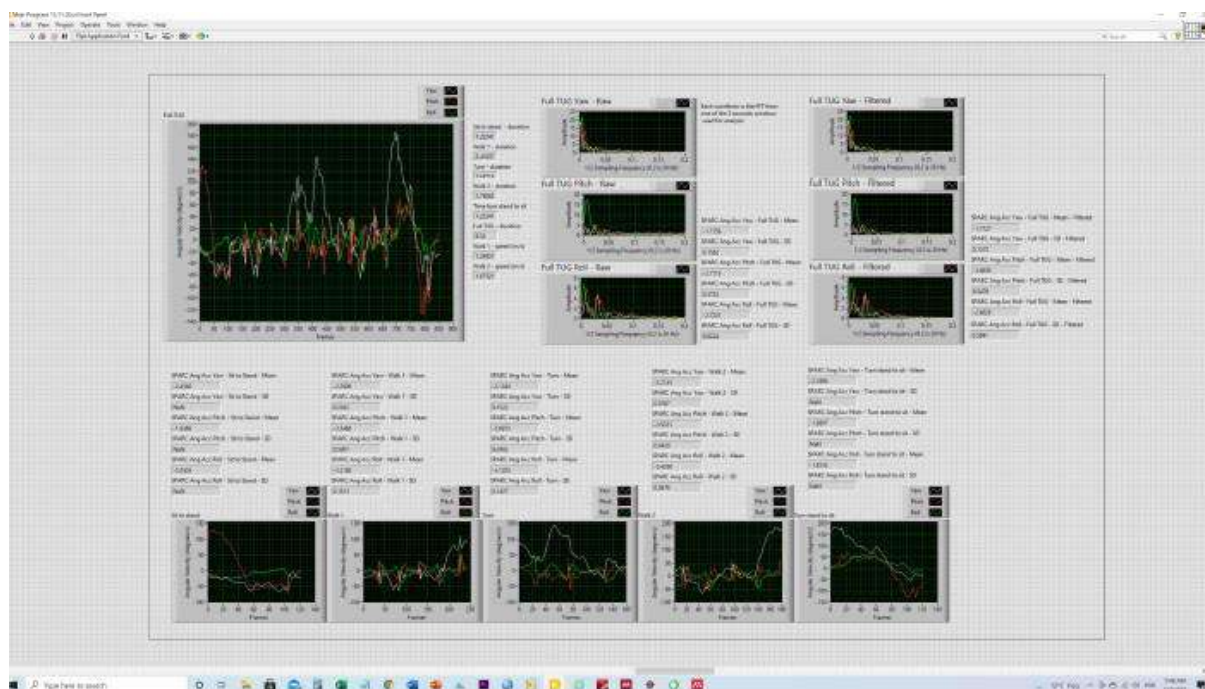
Trial 1



Trial 2

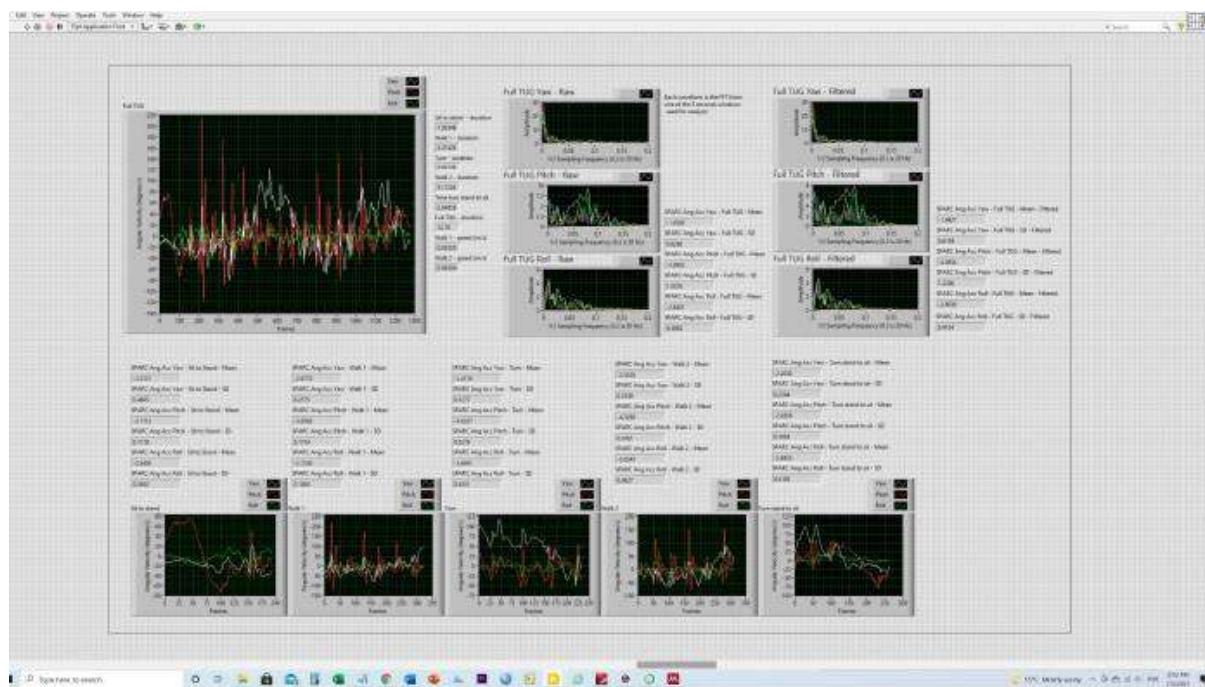


Trial 3

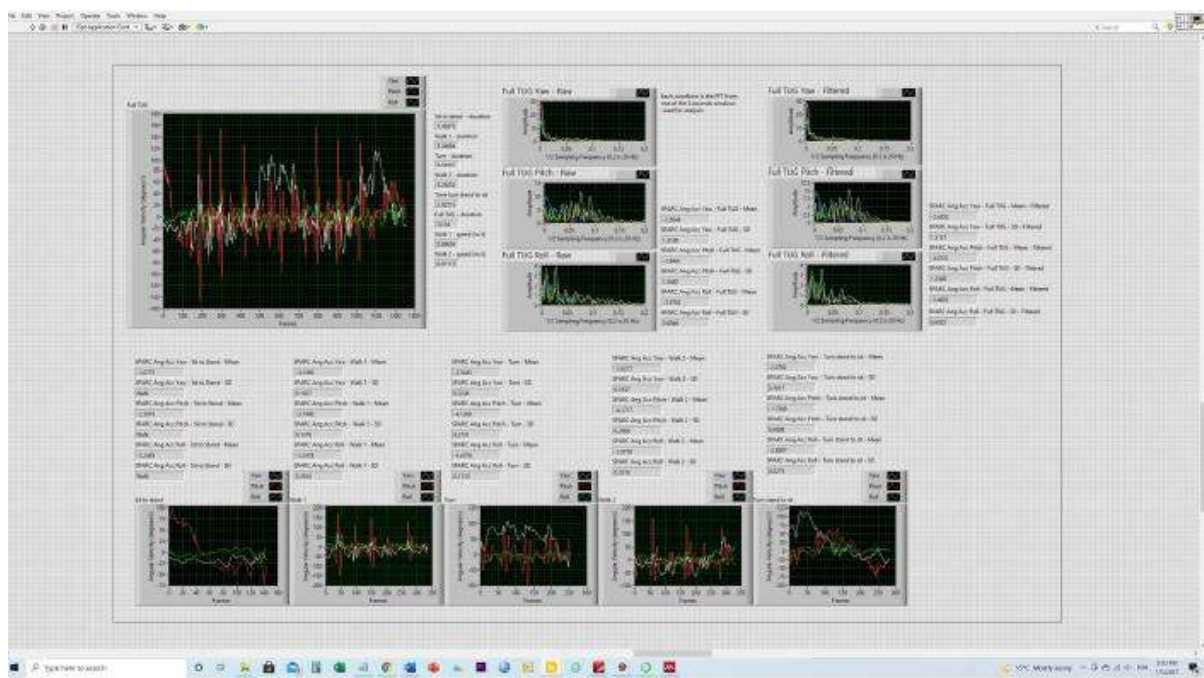


Sujeito 41

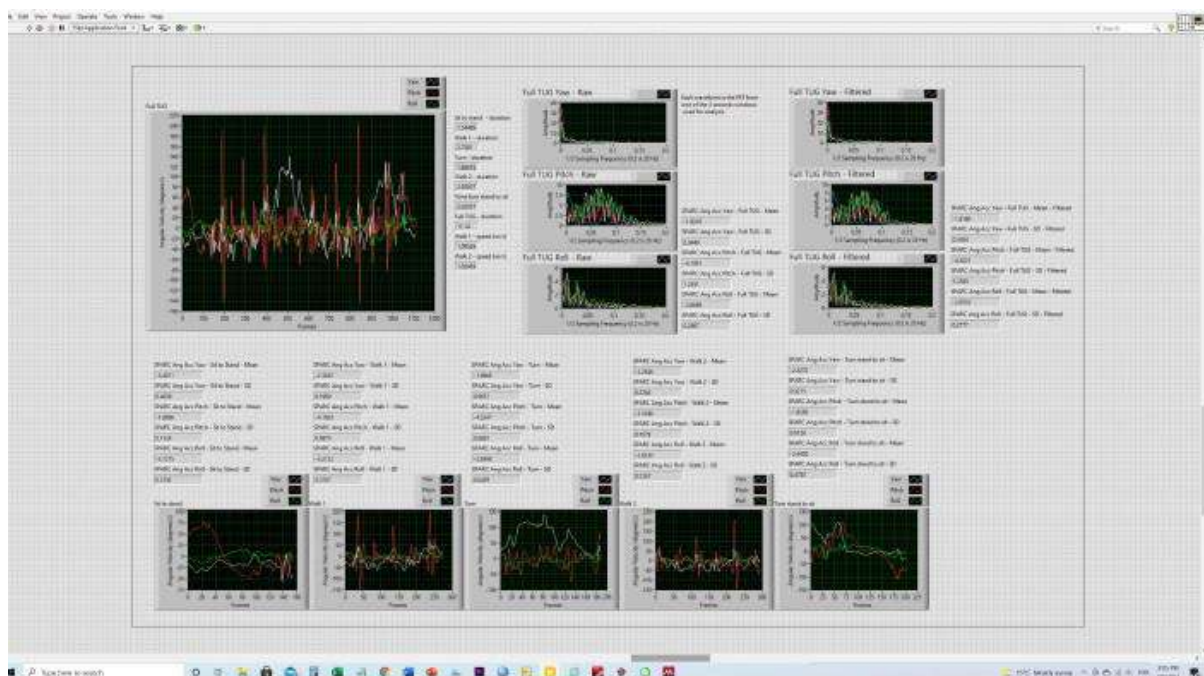
Trial 1



Trial 2

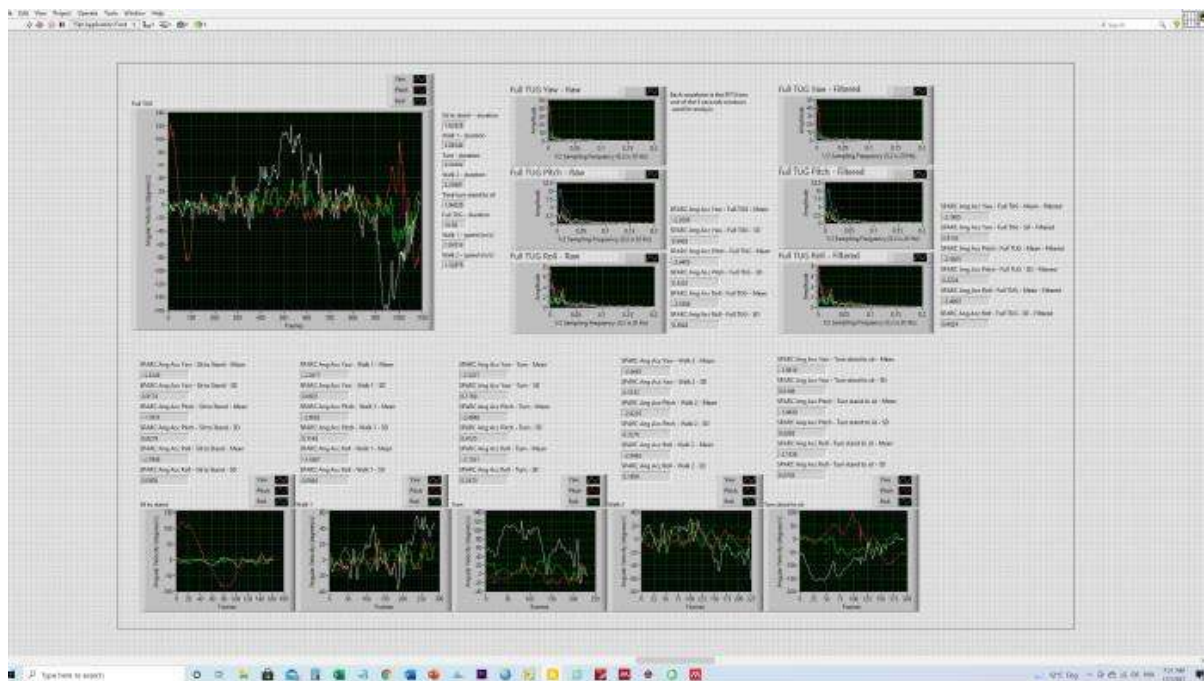


Trial 3

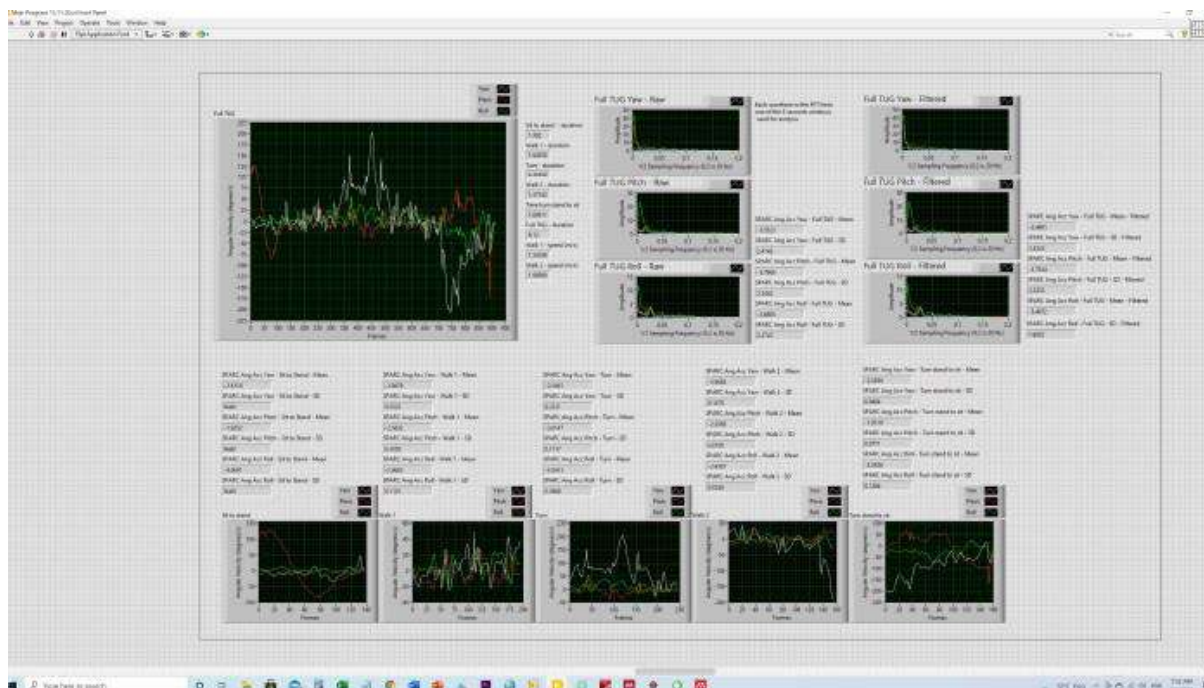


Sujeito 42

Trial 1



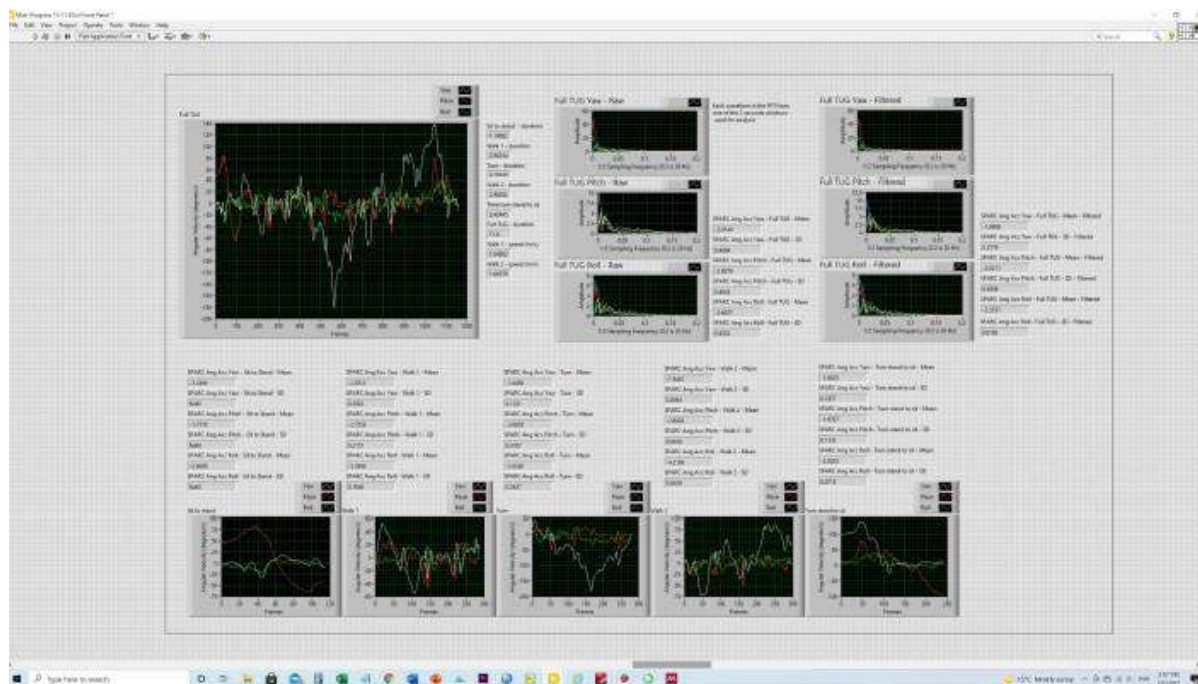
Trial 2



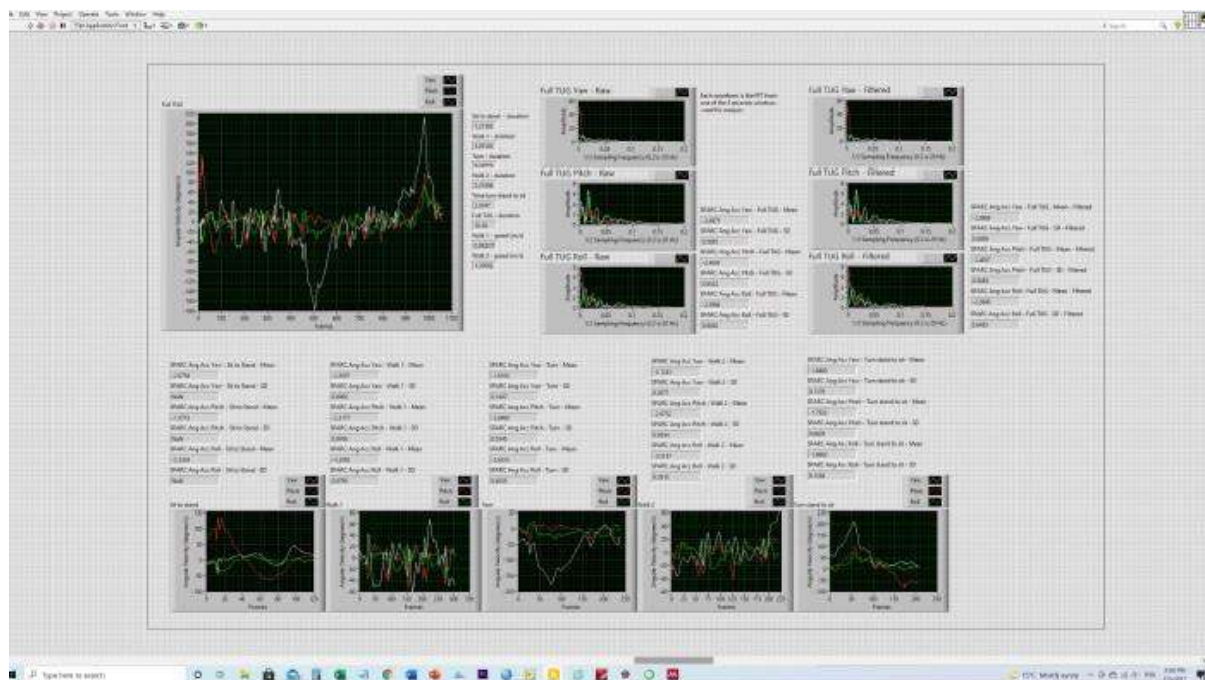
Trial 3 - Artifact

Sujeito 43

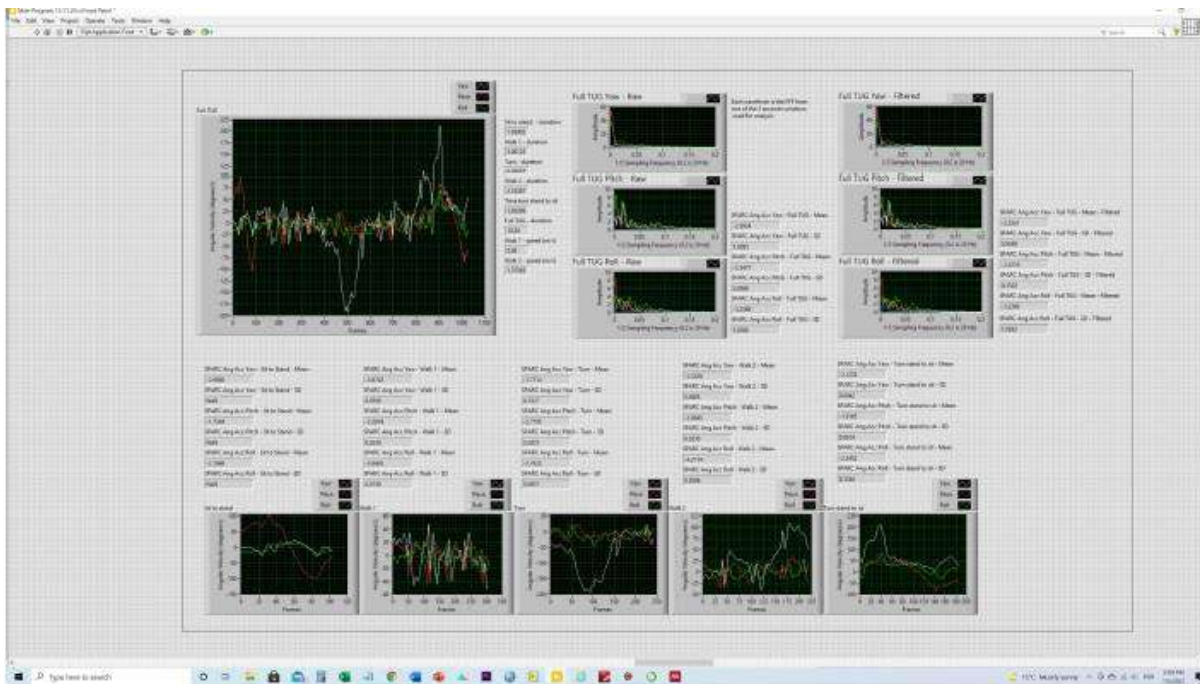
Trial 1



Trial 2

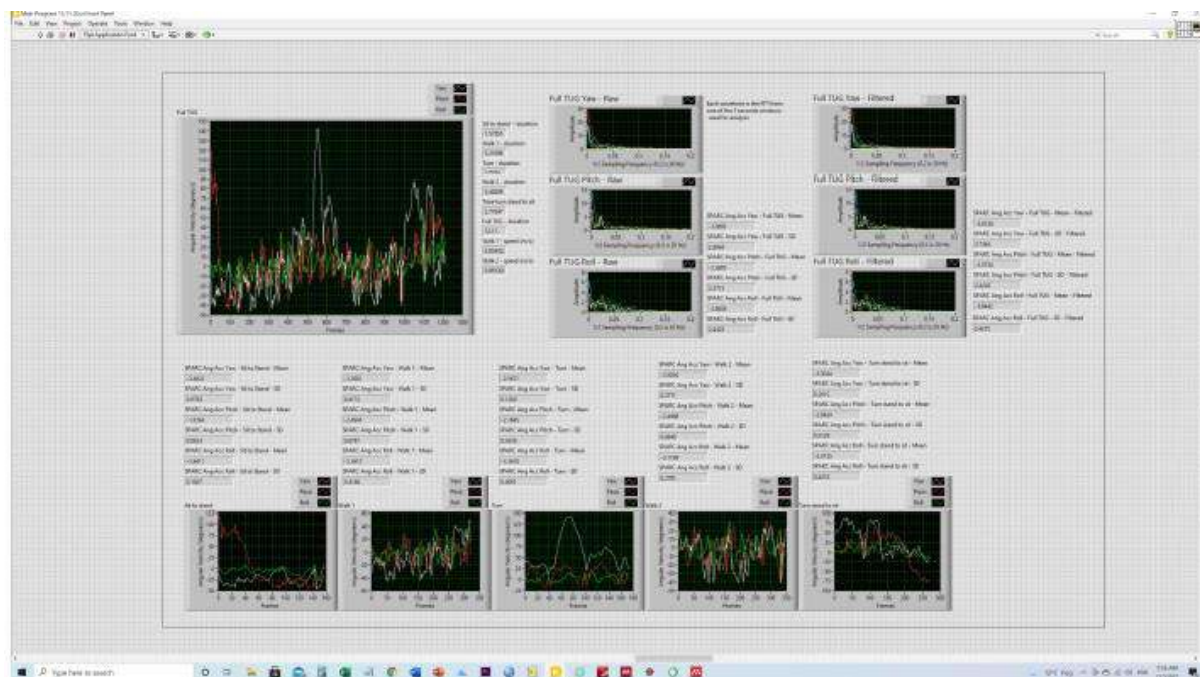


Trial 3

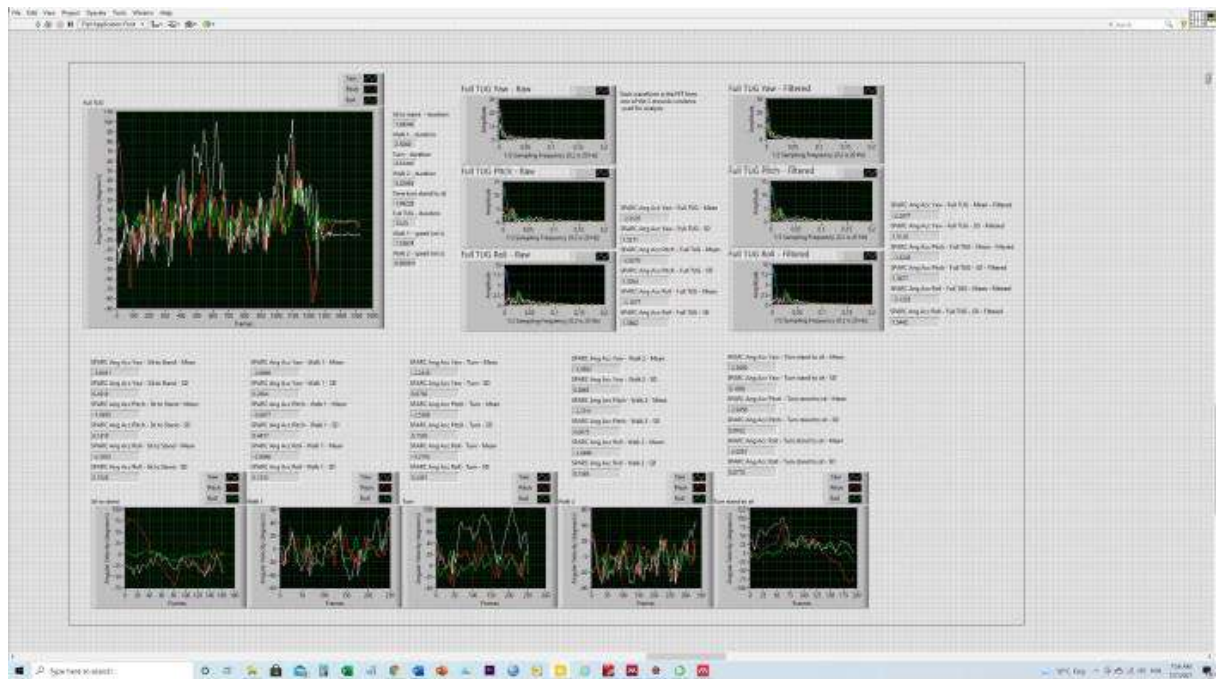


Sujeito 44

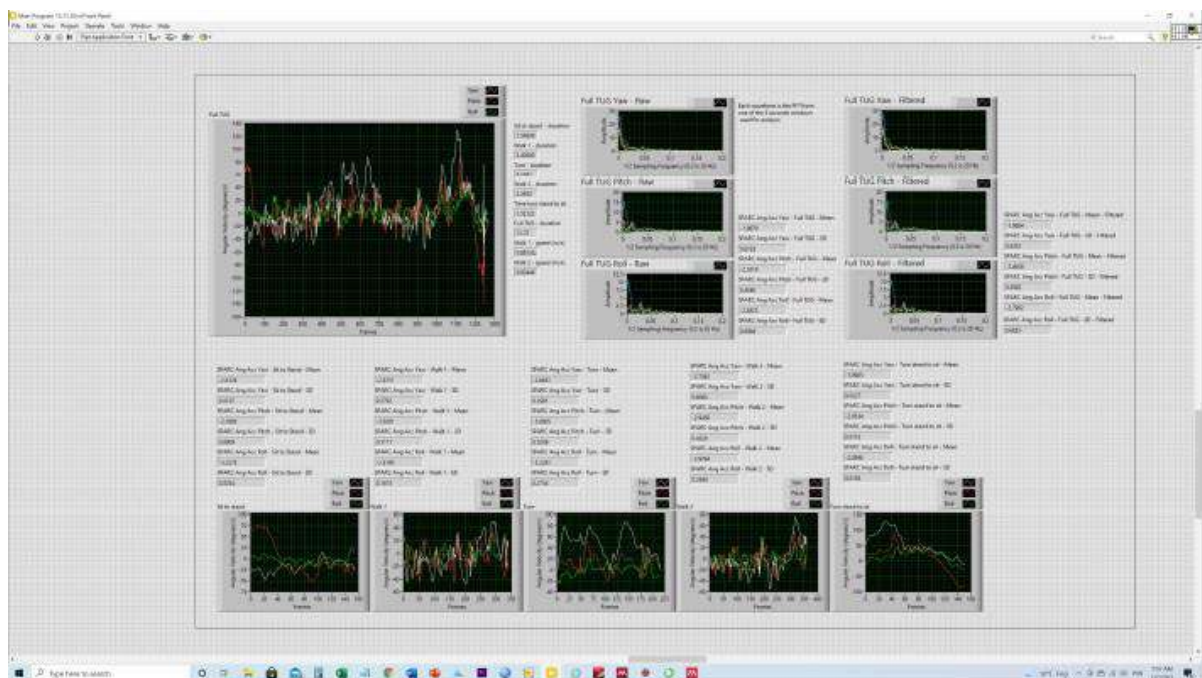
Trial 1



Trial 2

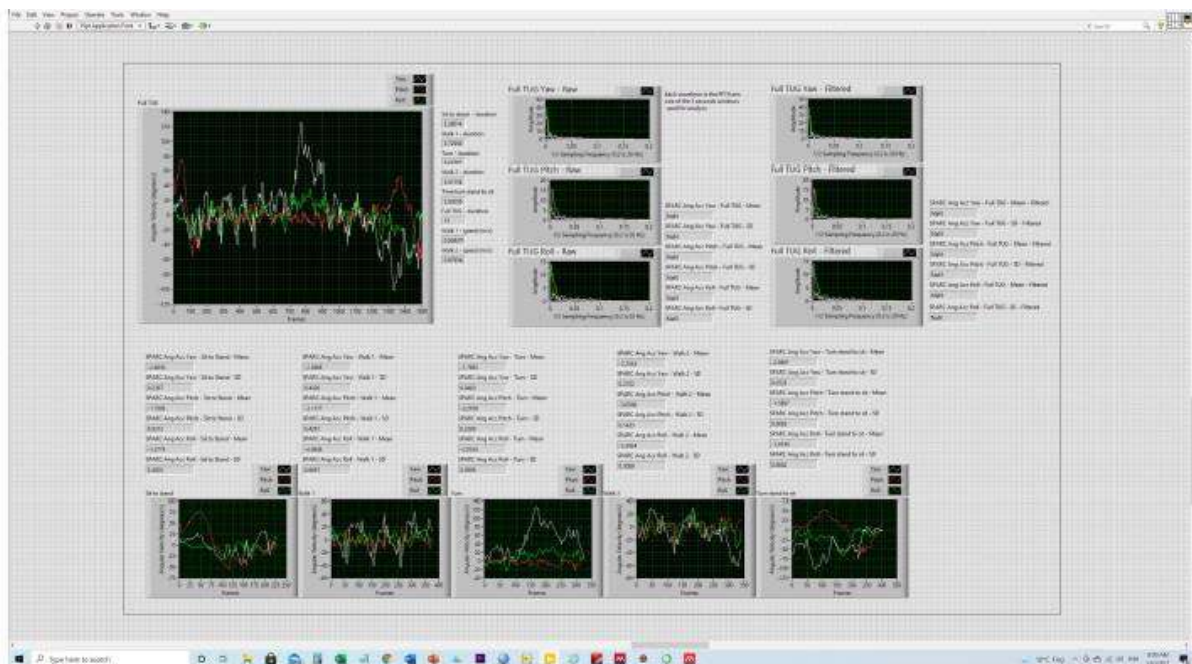


Trial 3

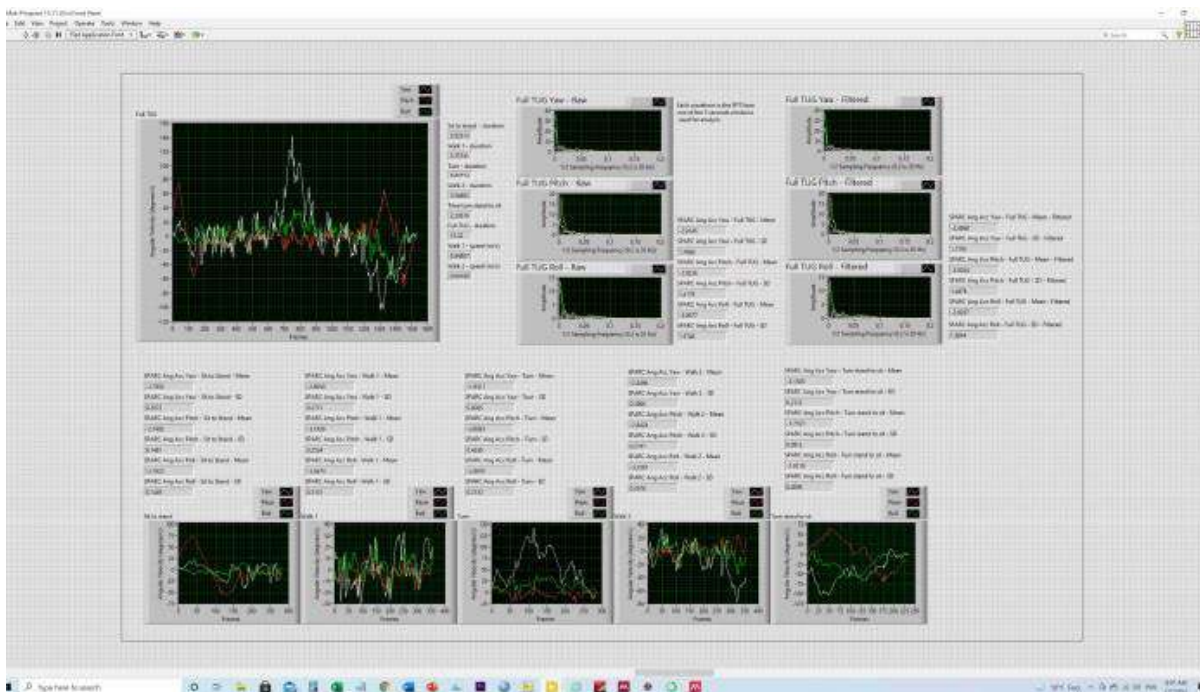


Sujeito 45

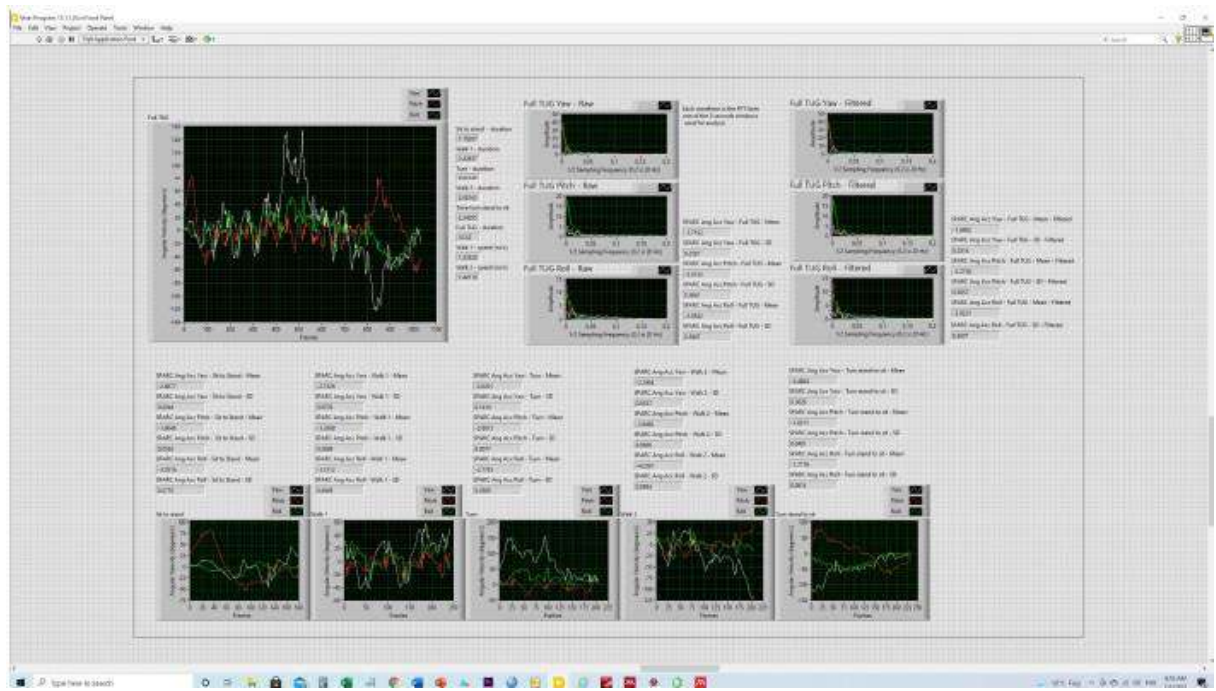
Trial 1



Trial 2

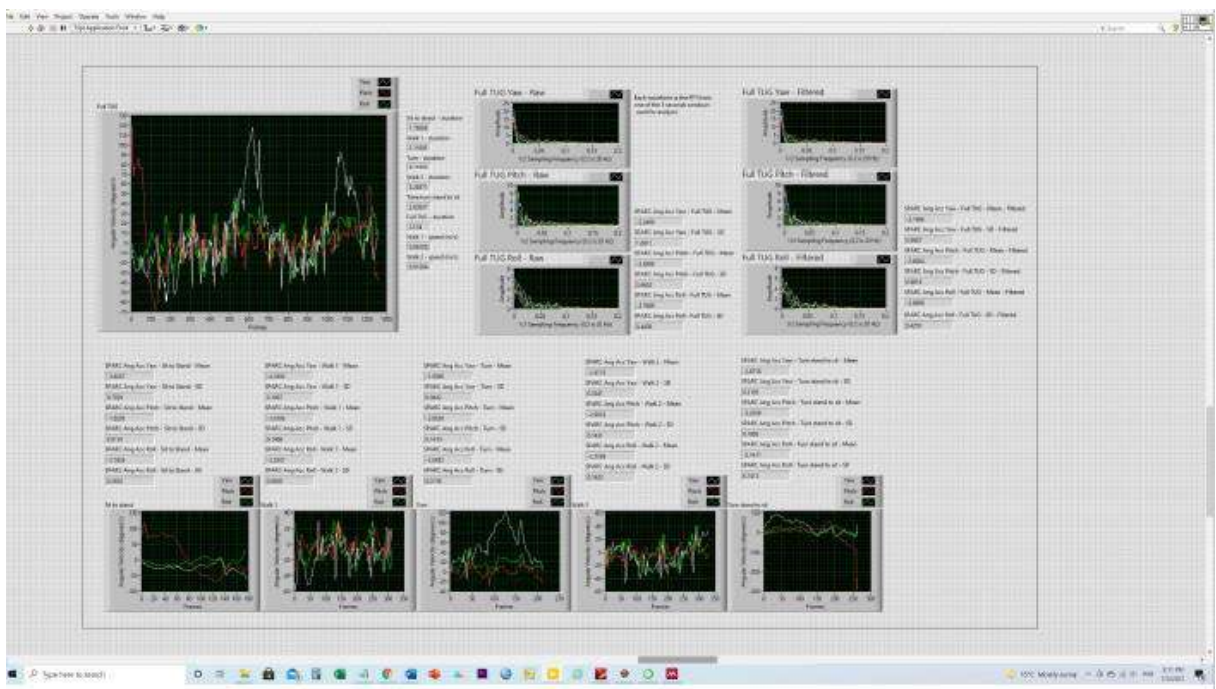


Trial 3

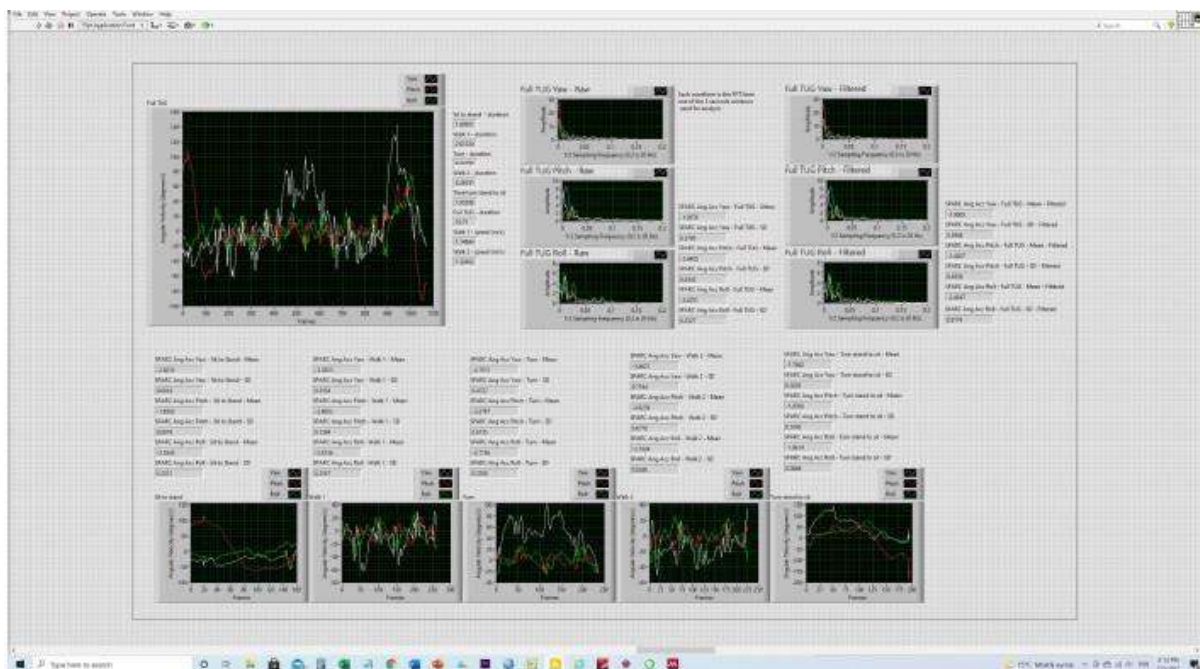


Sujeito 46

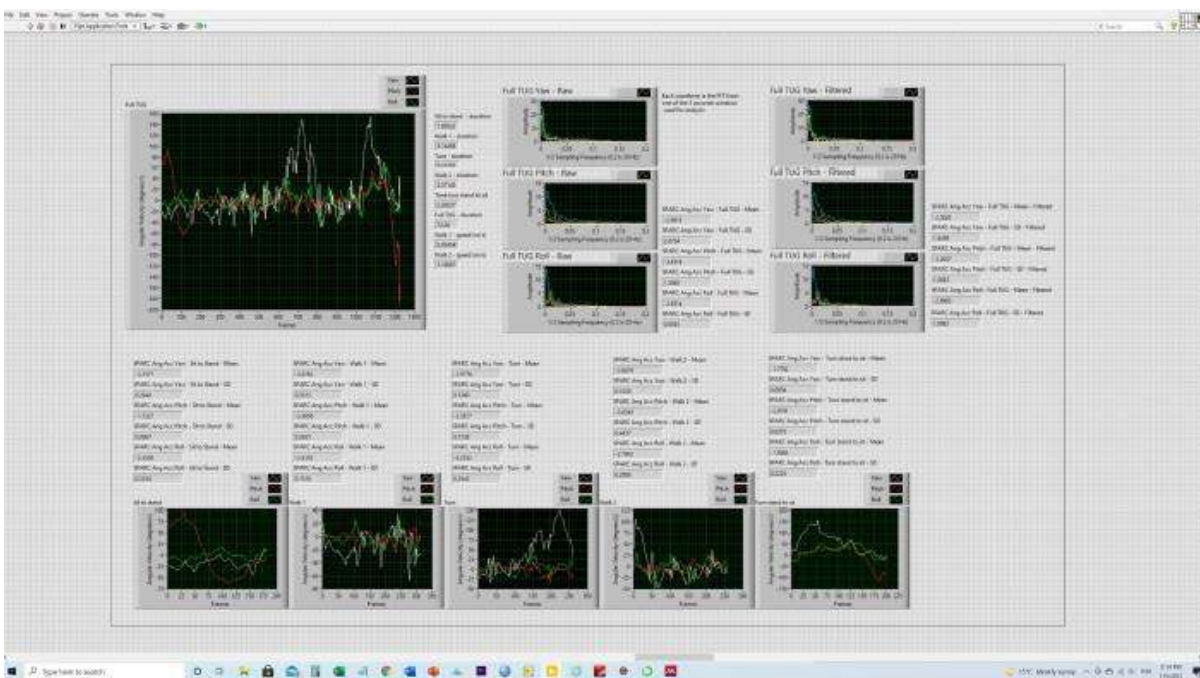
Trial 1



Trial 2

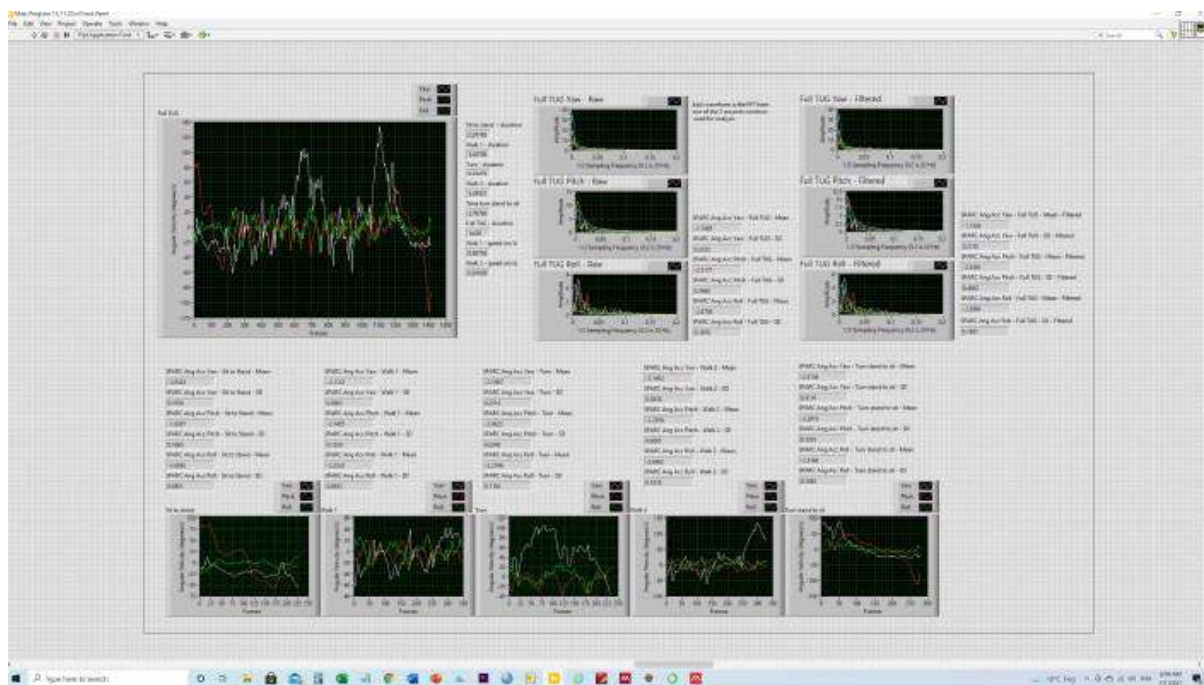


Trial 3

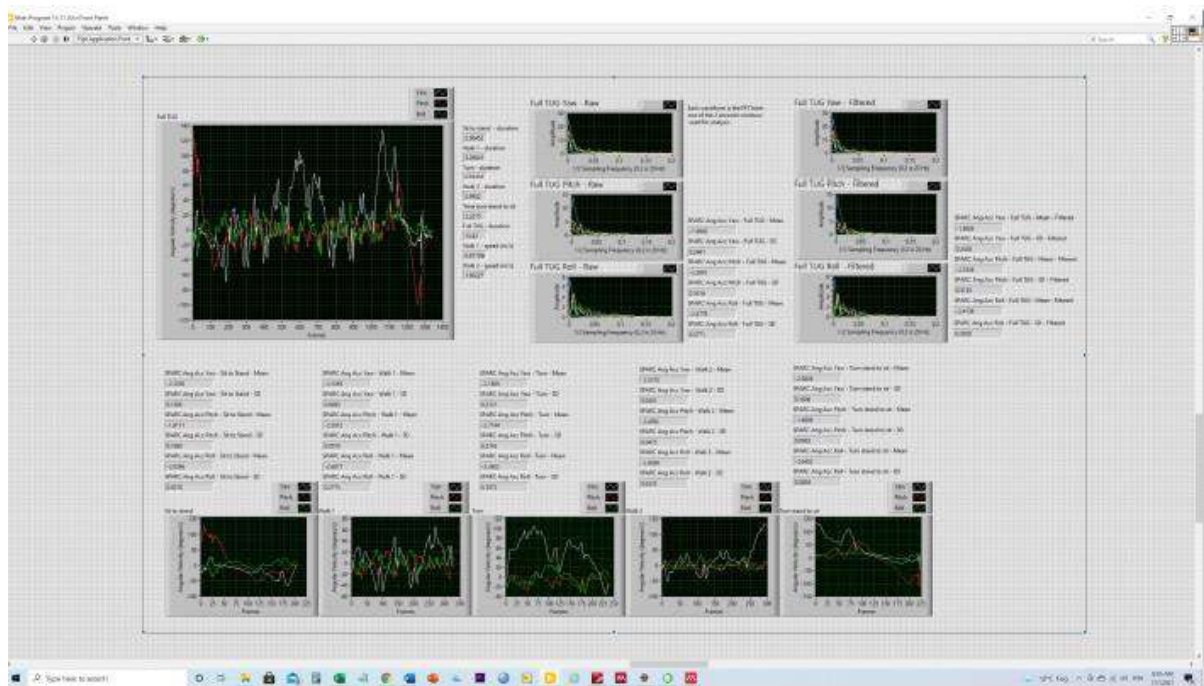


Sujeito 47

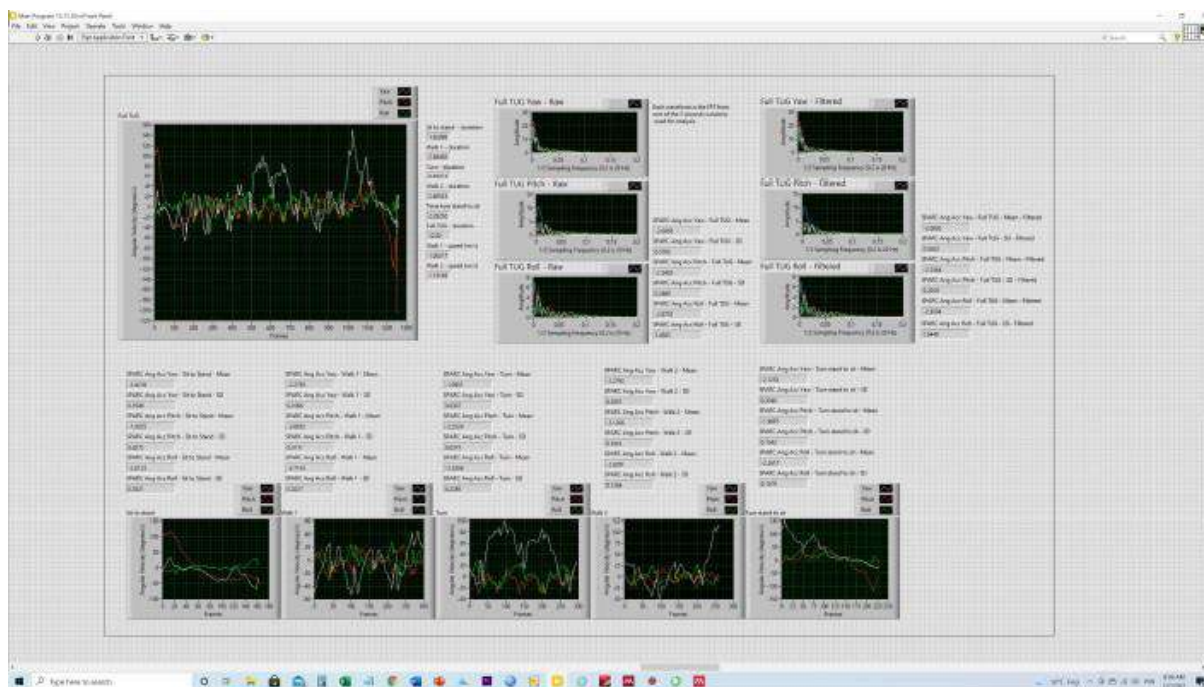
Trial 1



Trial 2

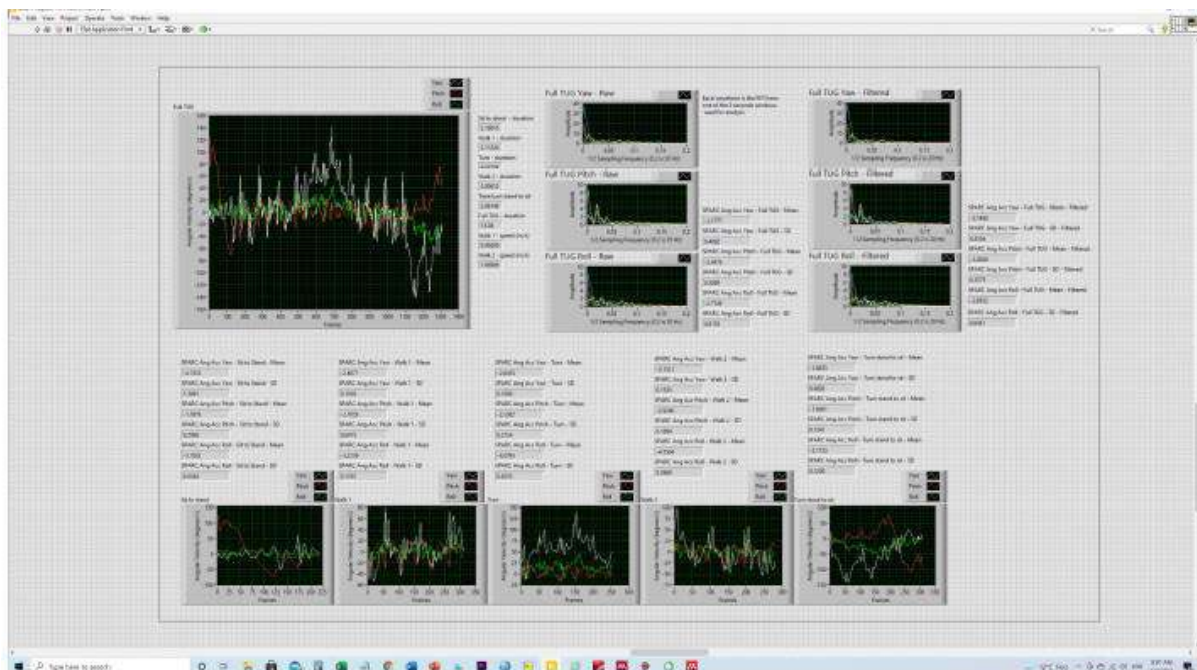


Trial 3



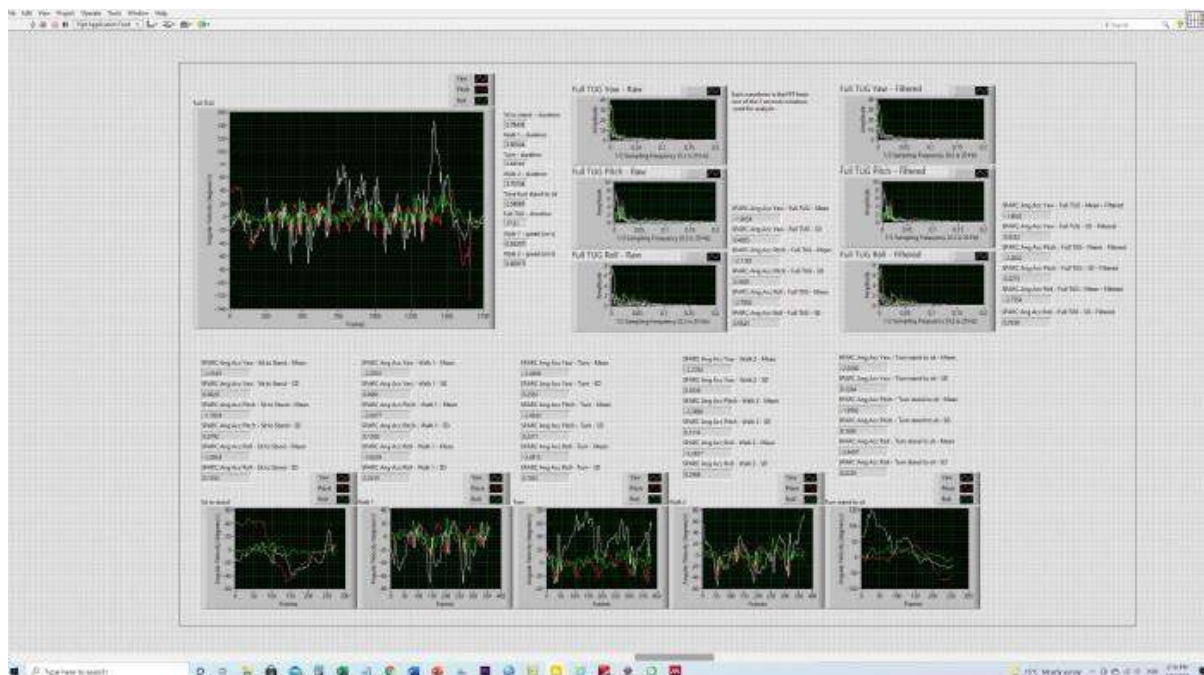
Sujeito 48

Trial 1

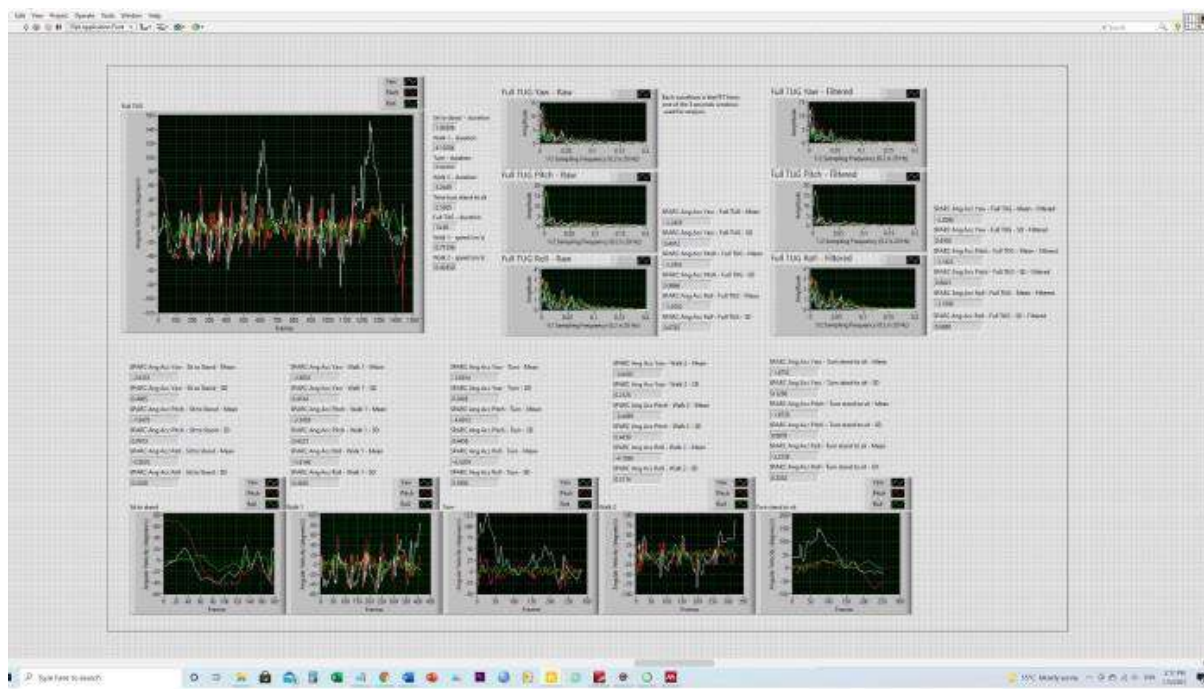


Sujeito 49

Trial 1



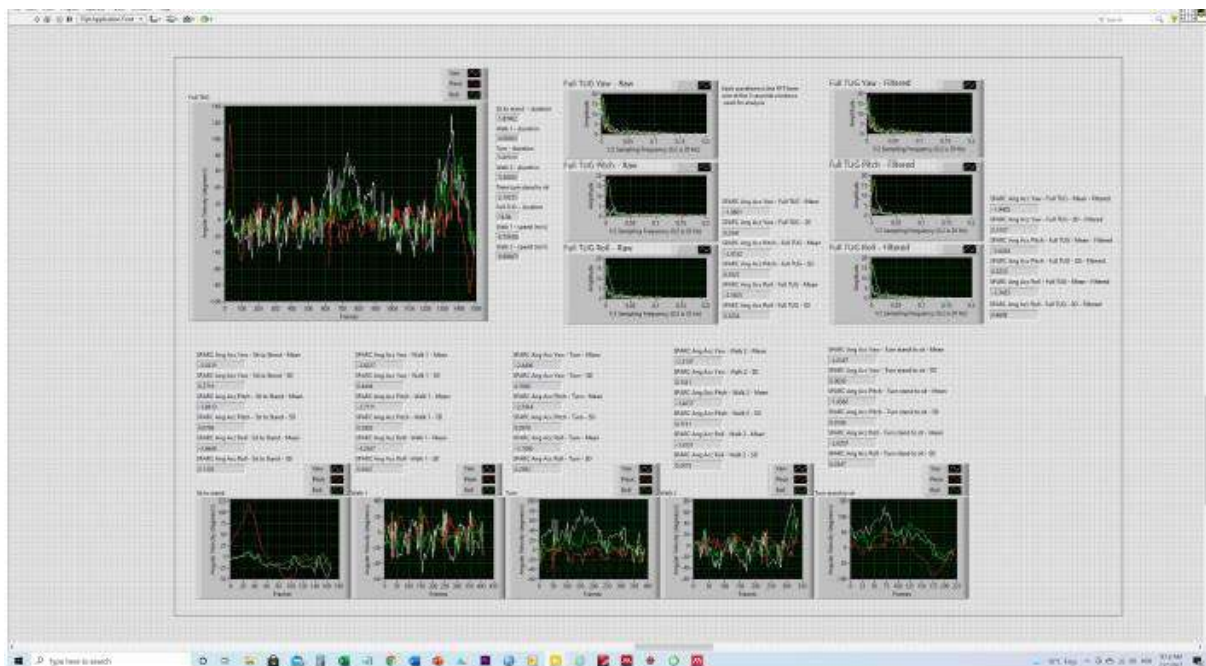
Trial 2



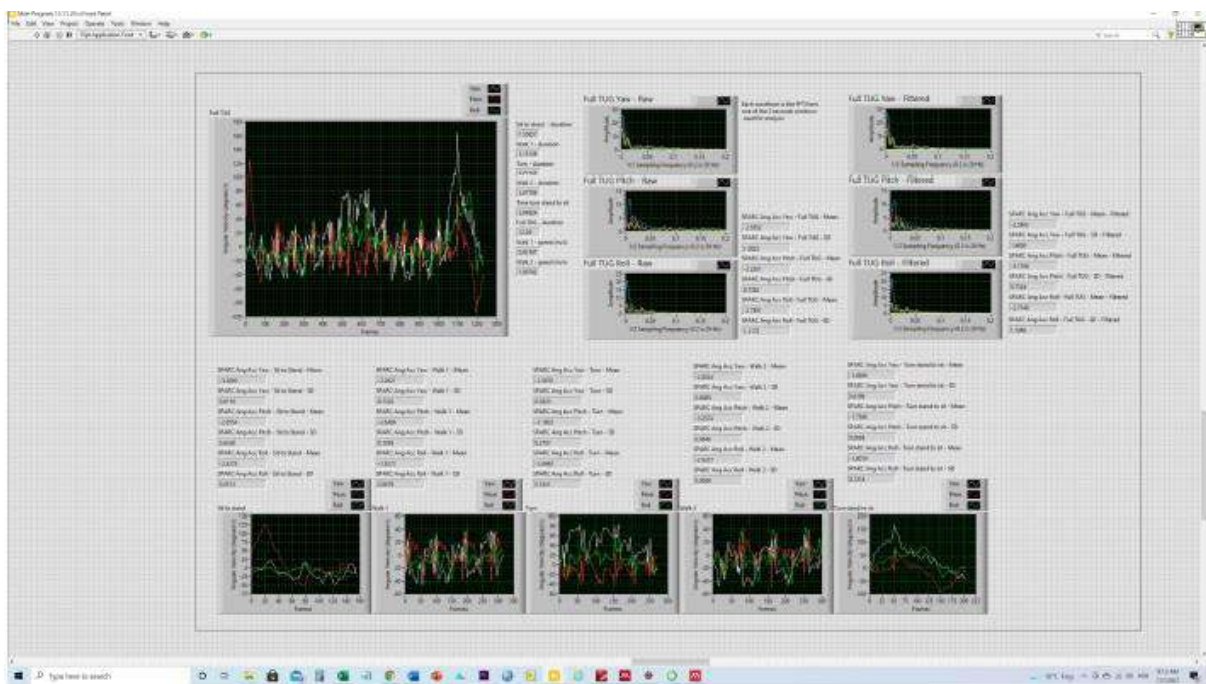
Trial 3 - Artifact

Sujeito 50

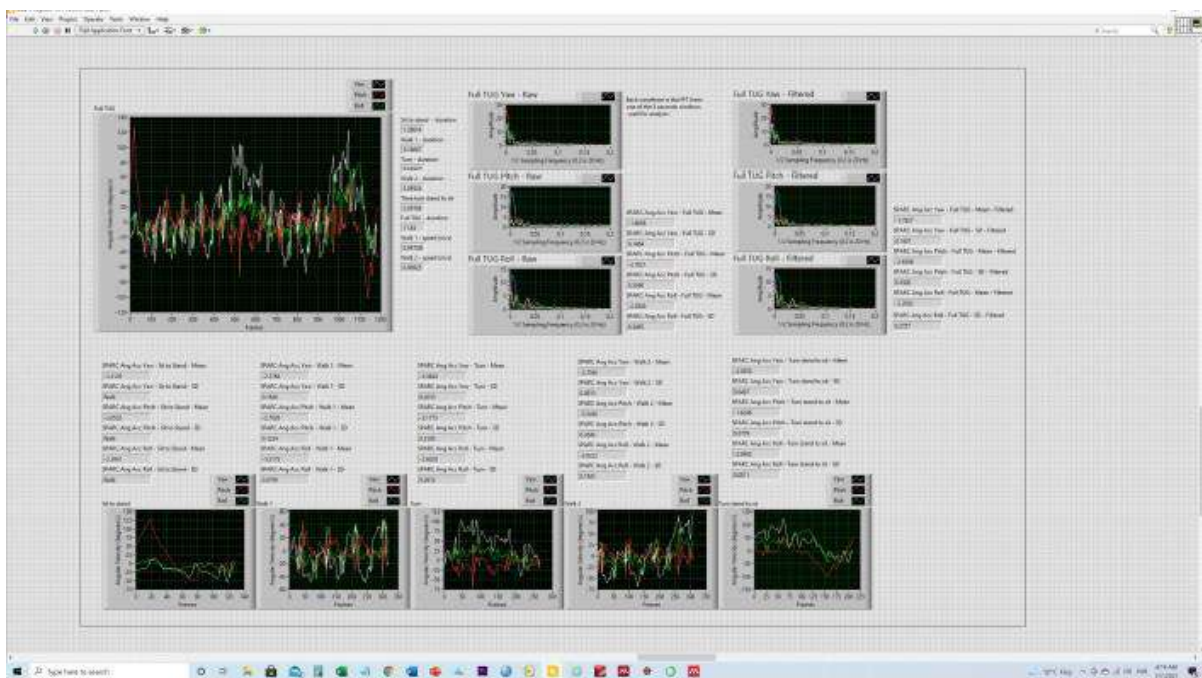
Trial 1



Trial 2

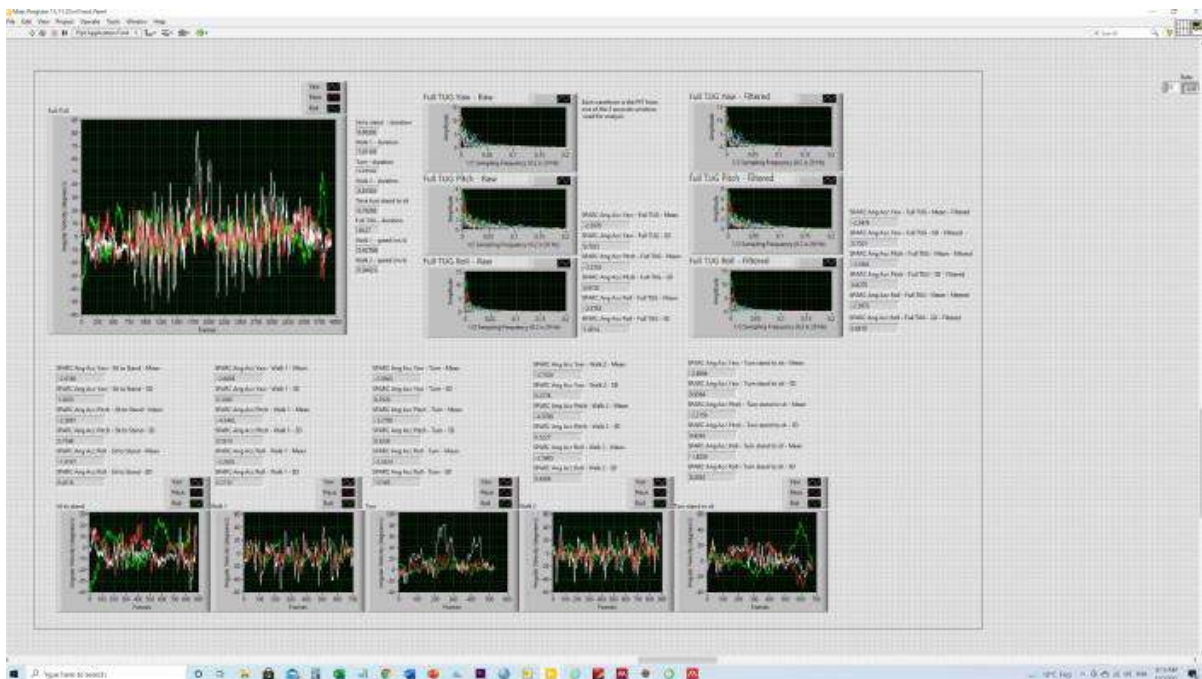


Trial 3

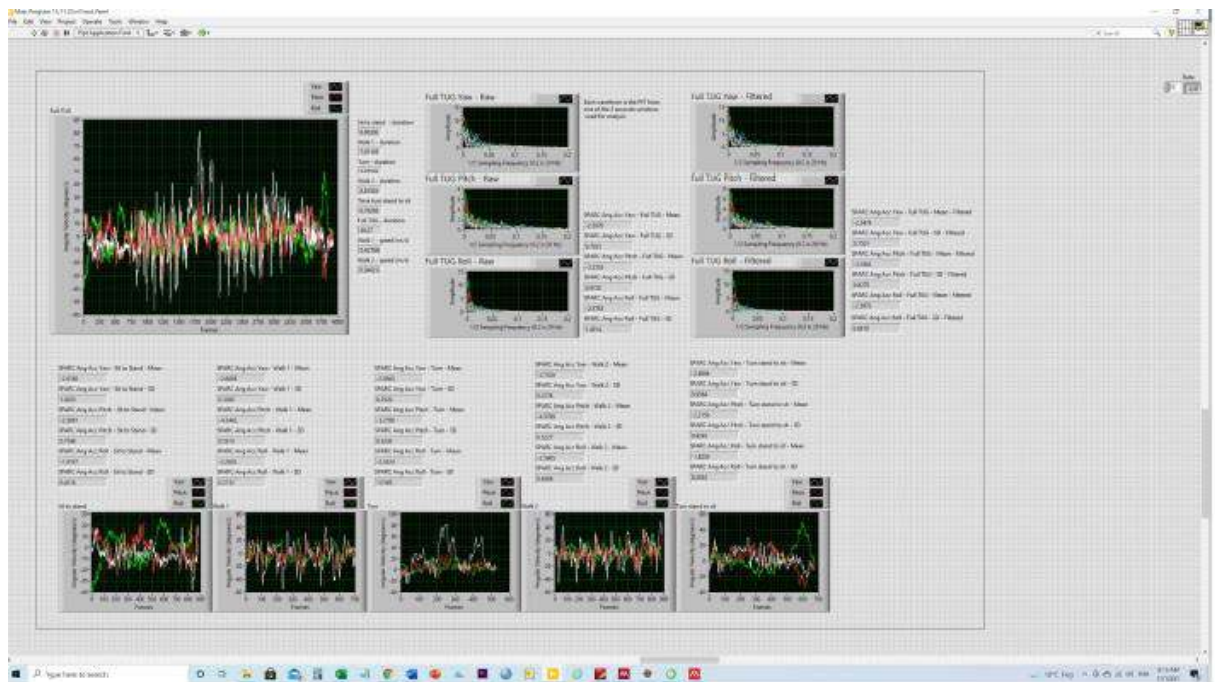


Sujeito 51

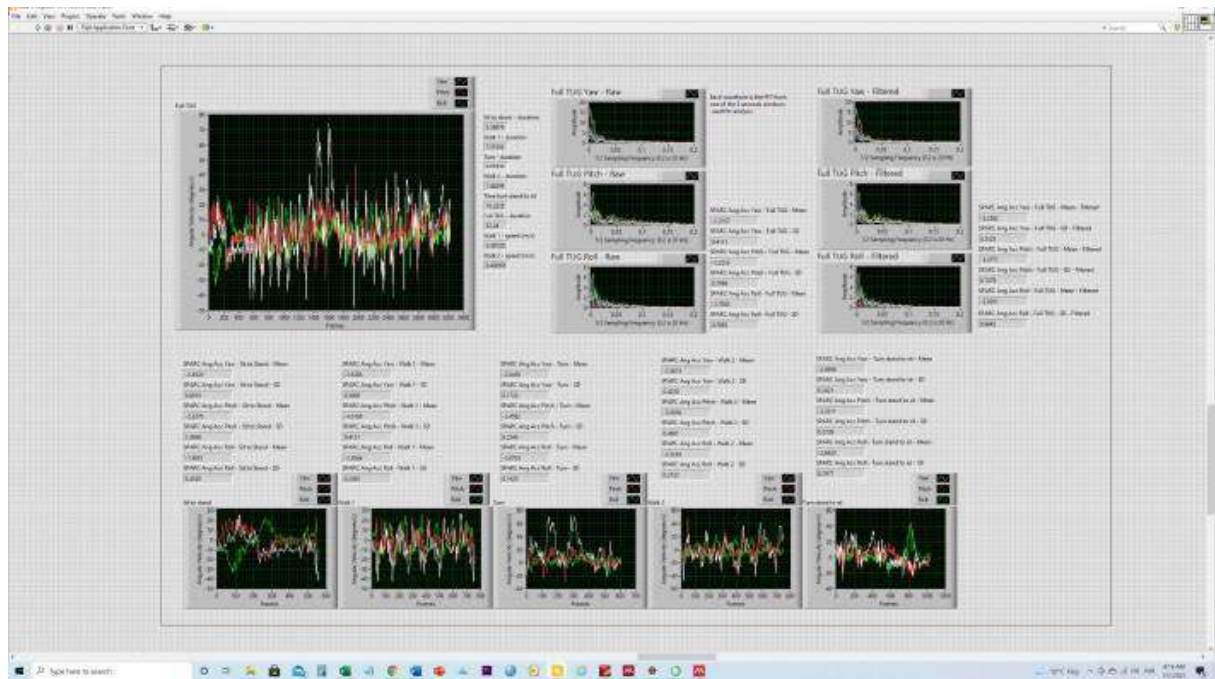
Trial 1



Sujeito 51
Trial 1

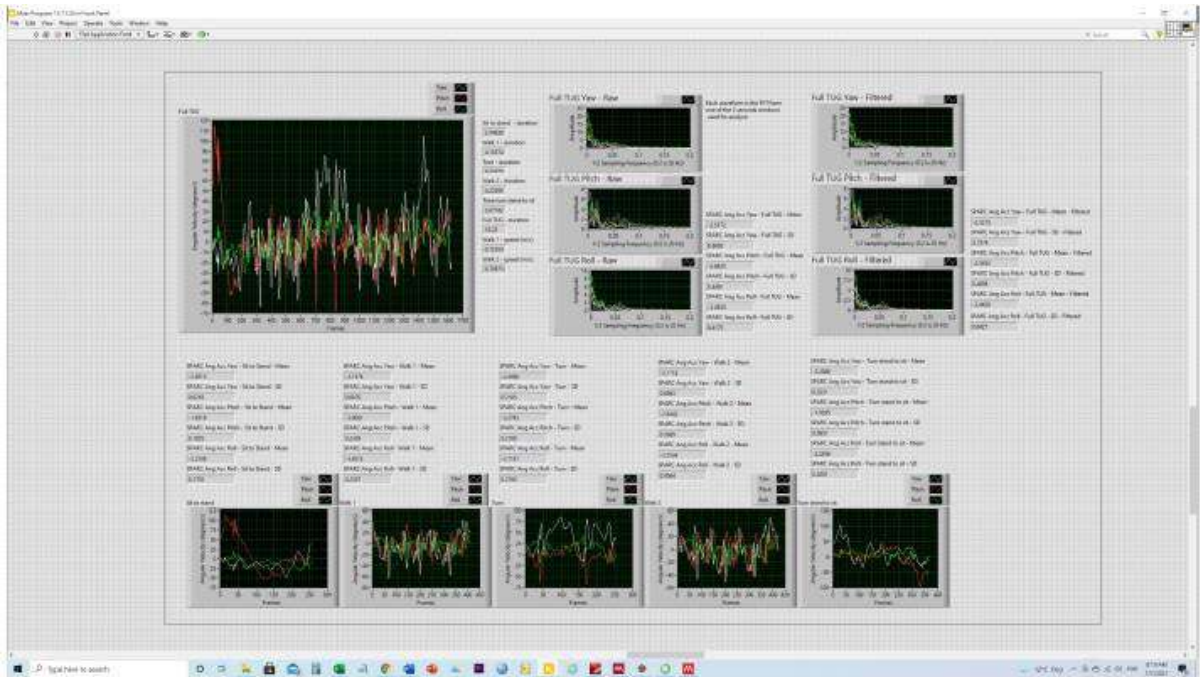


Trial 2

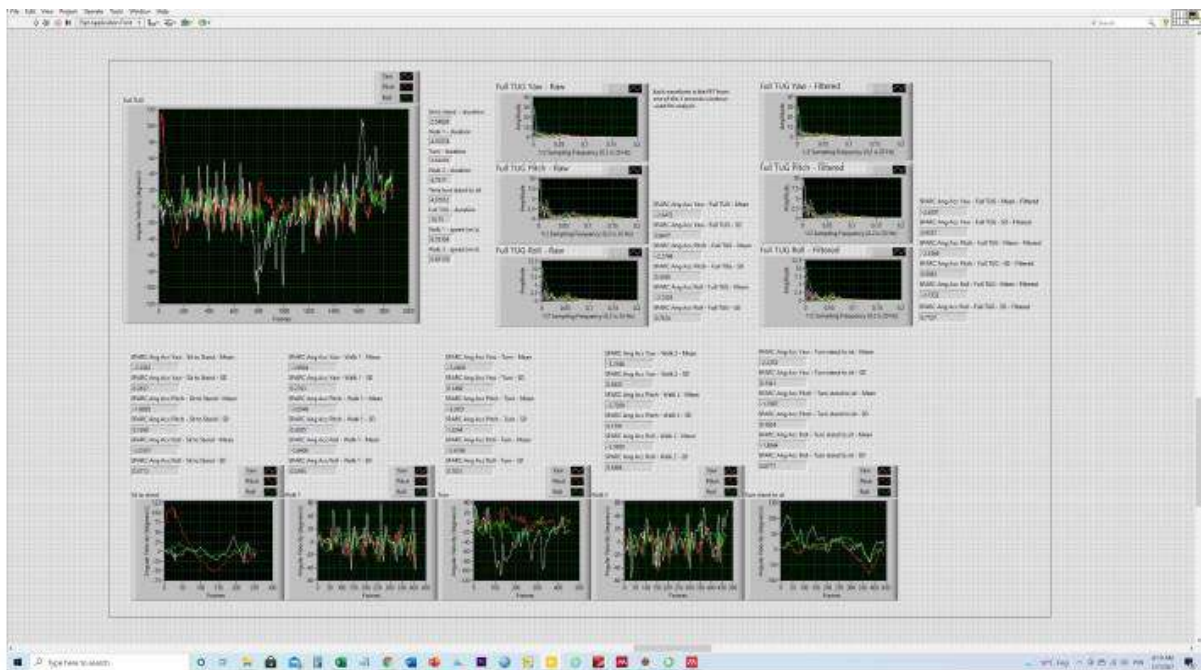


Trial 3 - Artifact

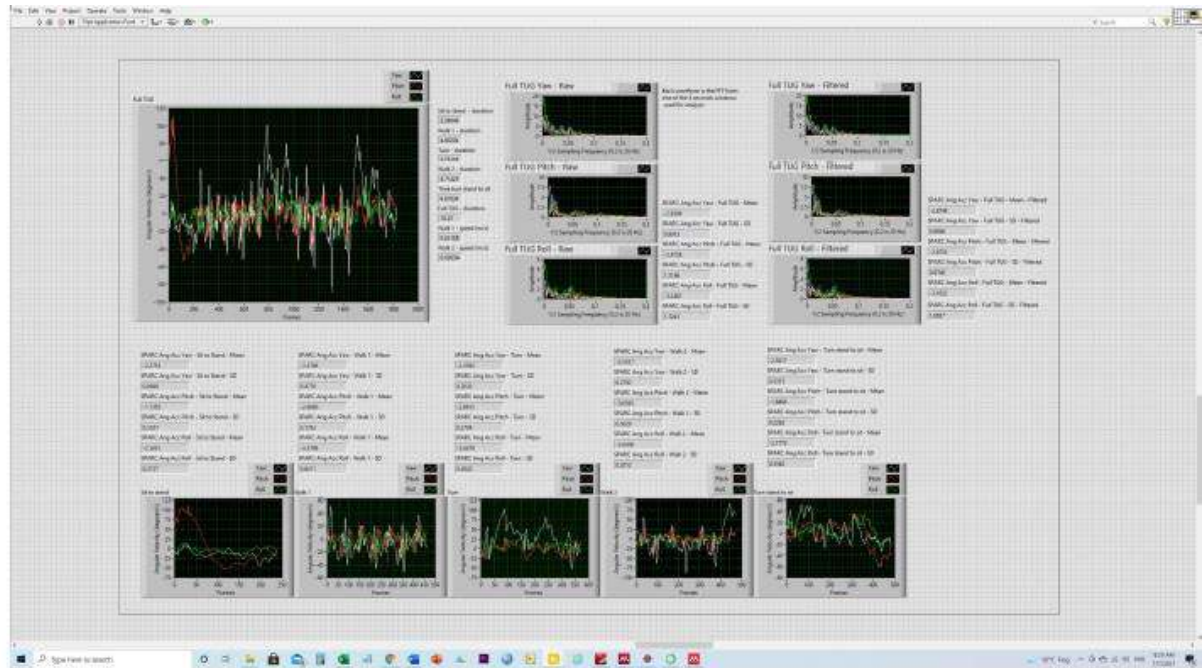
Sujeito 52
Trial 1



Trial 2

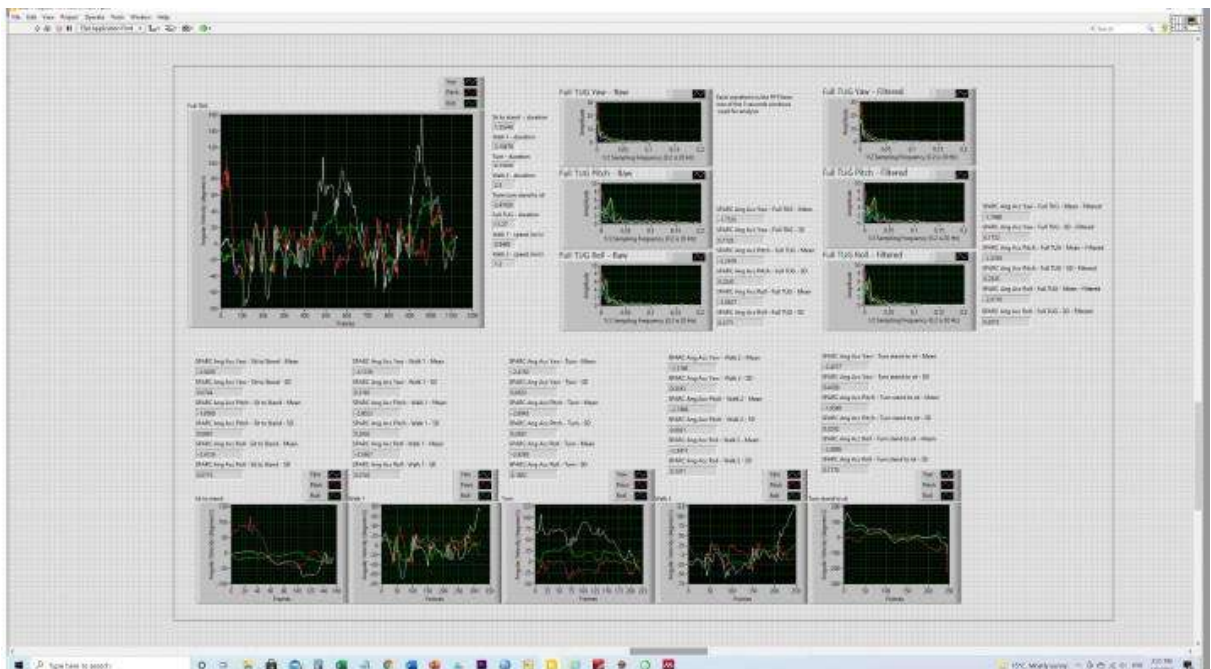


Trial 3

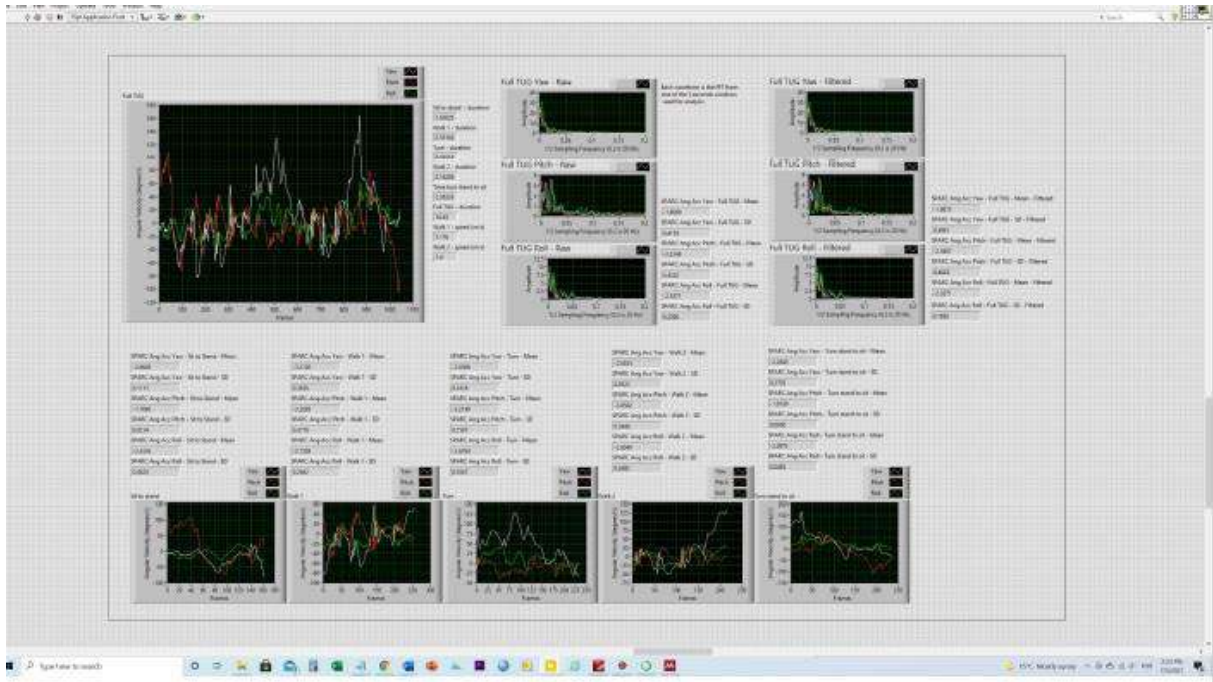


Sujeito 53

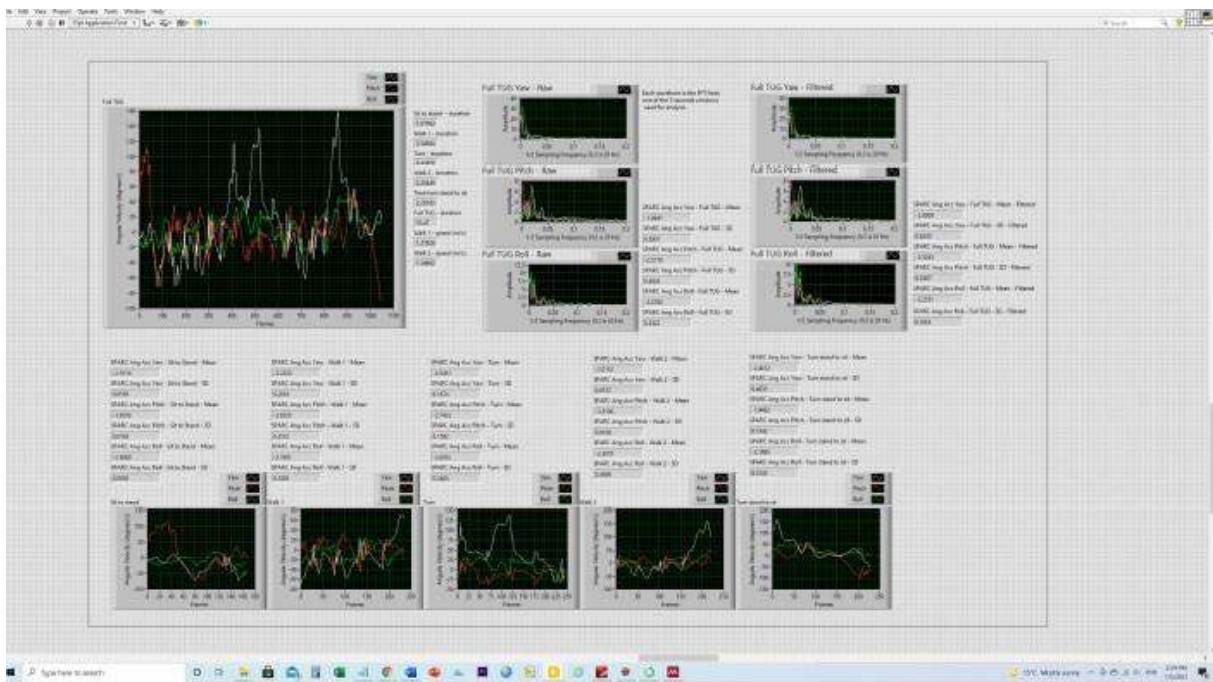
Trial 1



Trial 2

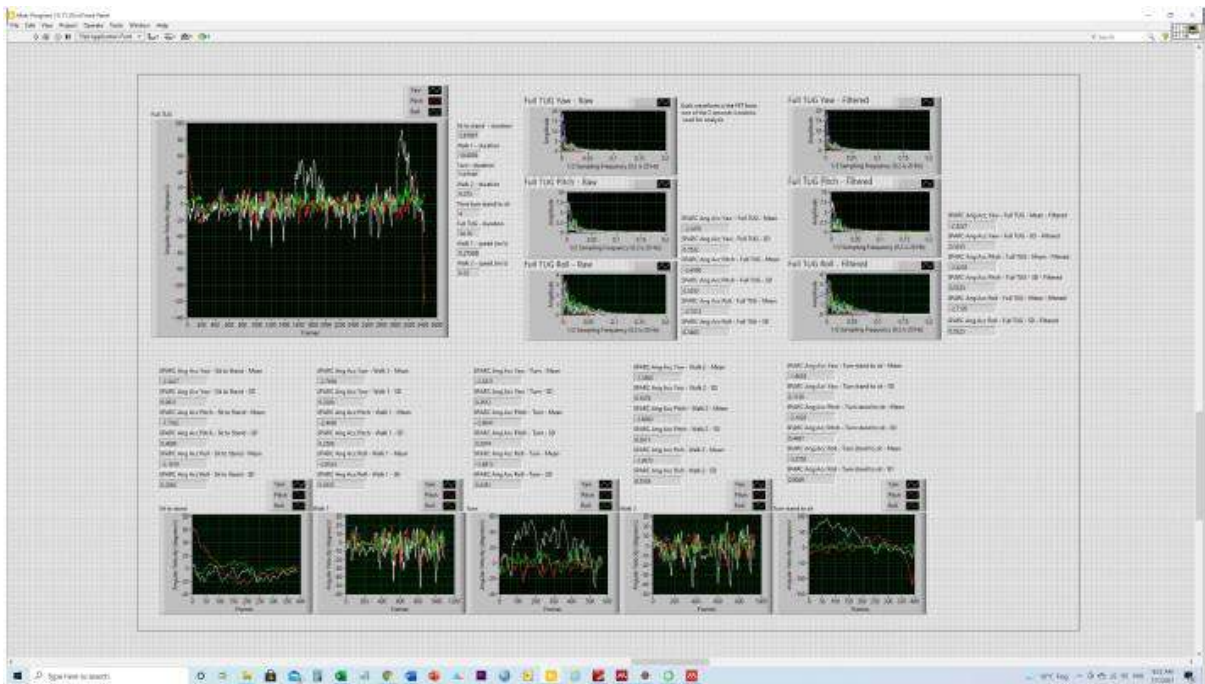


Trial 3

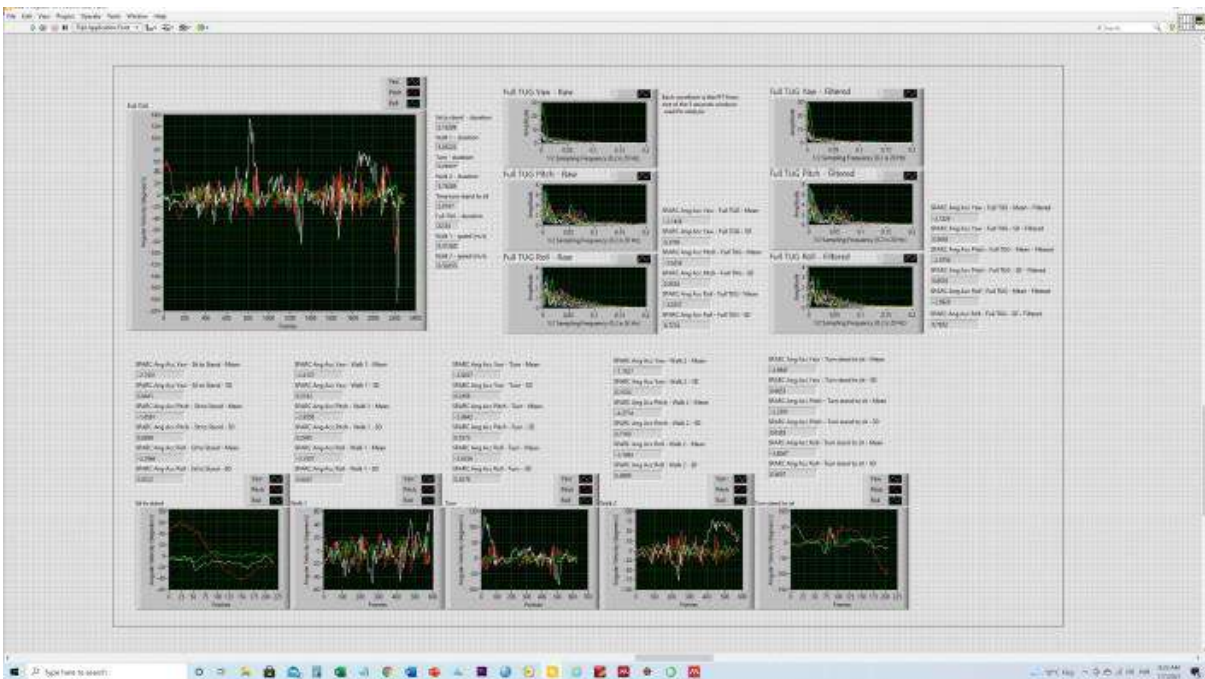


Sujeito 54

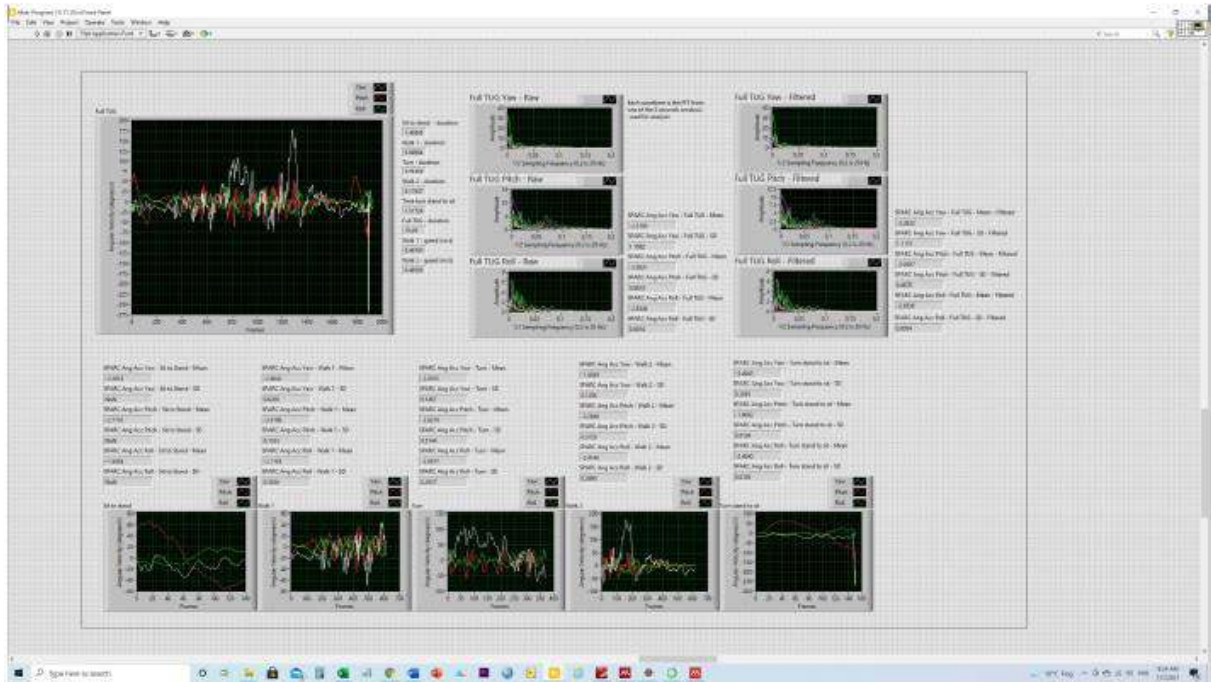
Trial 1



Trial 2

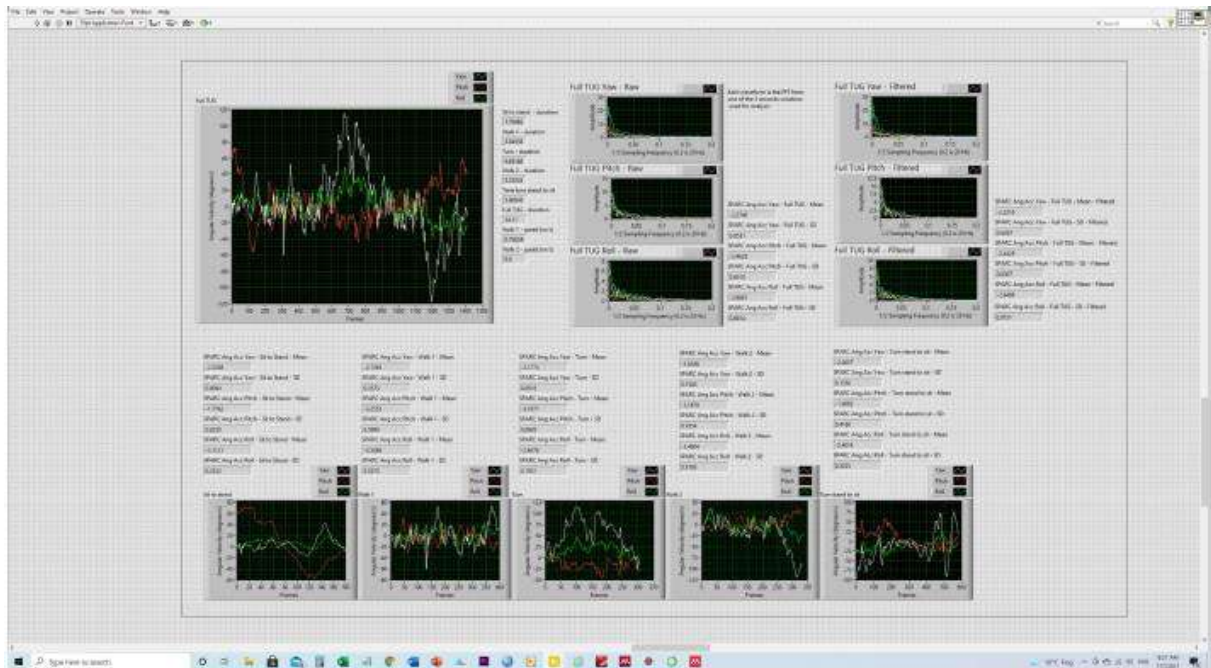


Trial 3

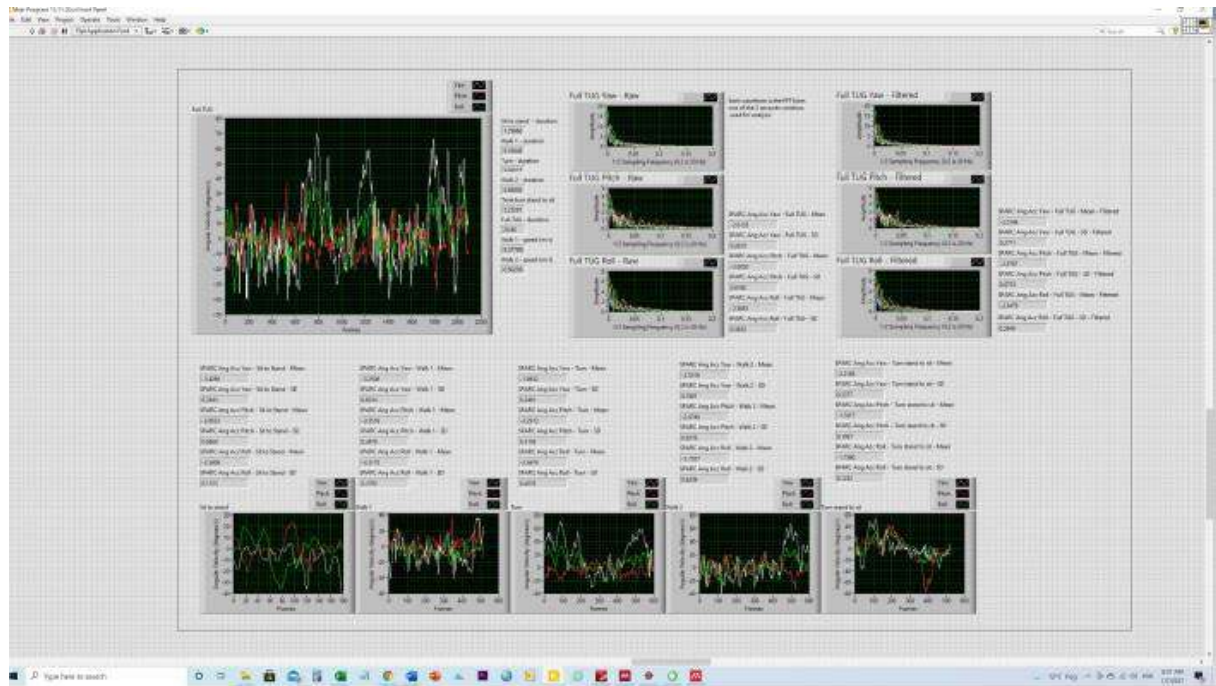


Sujeito 55

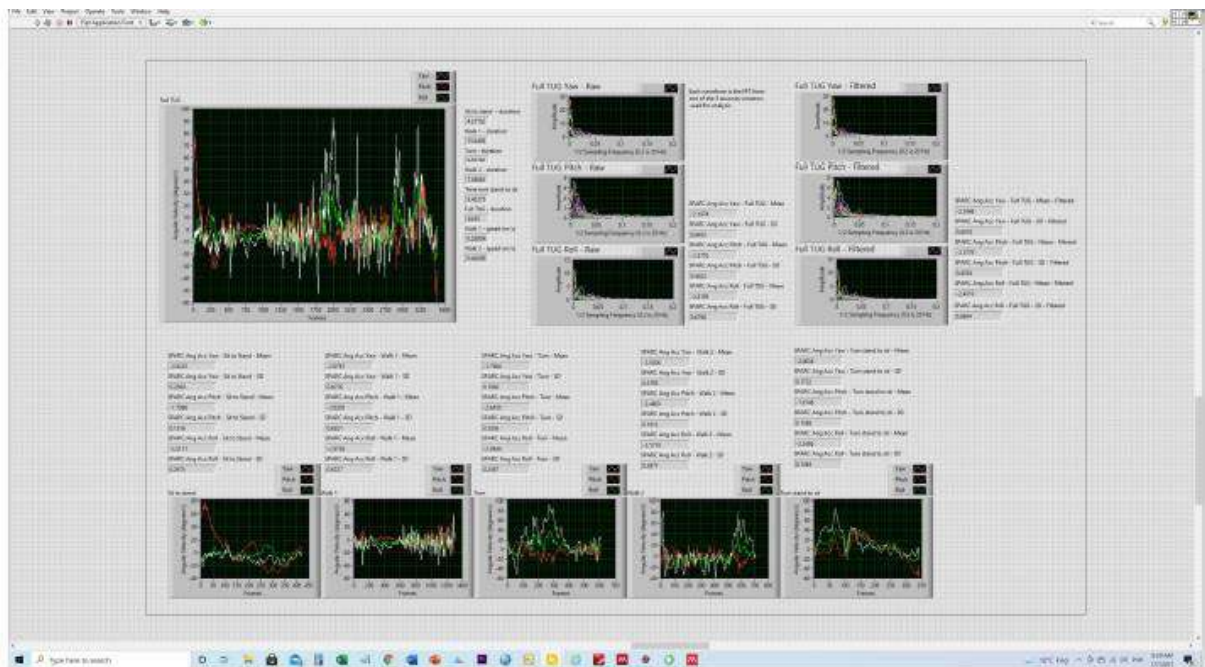
Trial 1



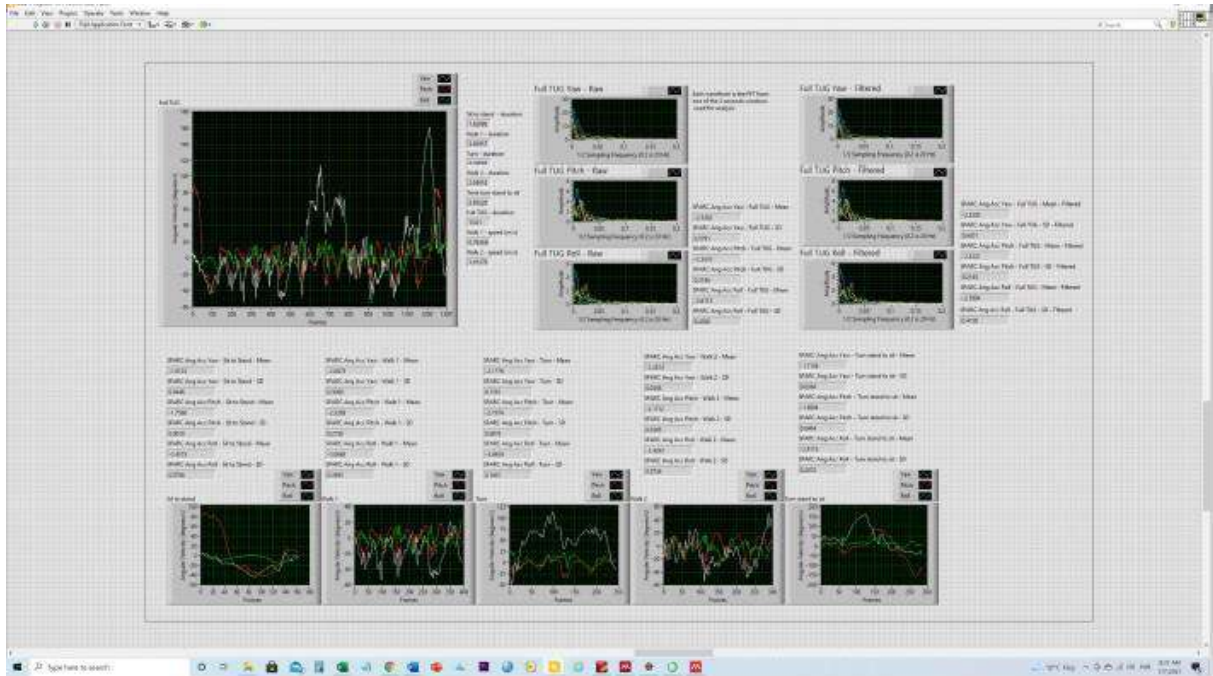
Trial 2



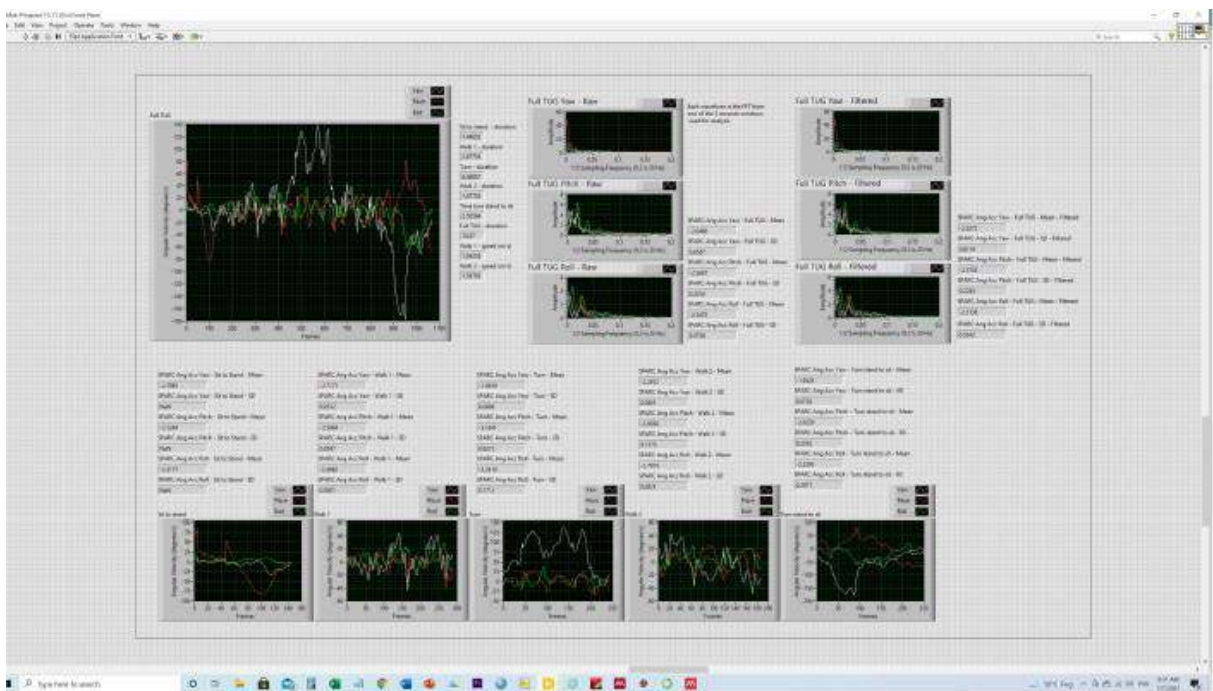
Trial 3



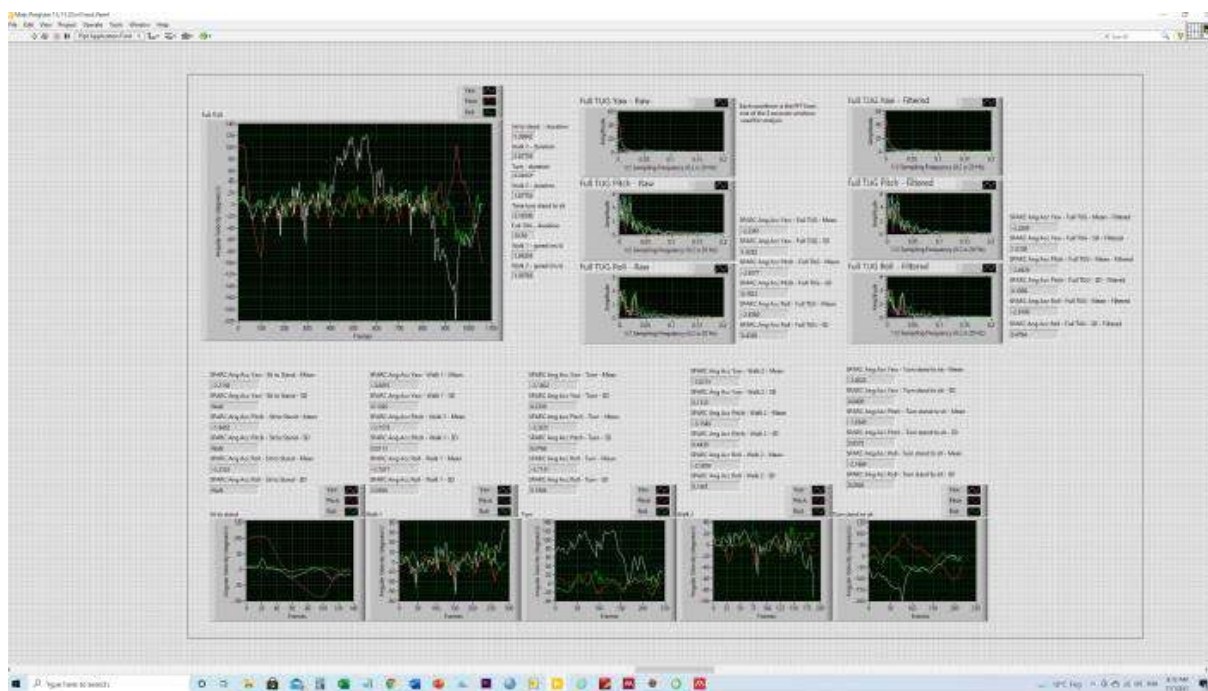
Sujeito 56
Trial 1



Trial 2



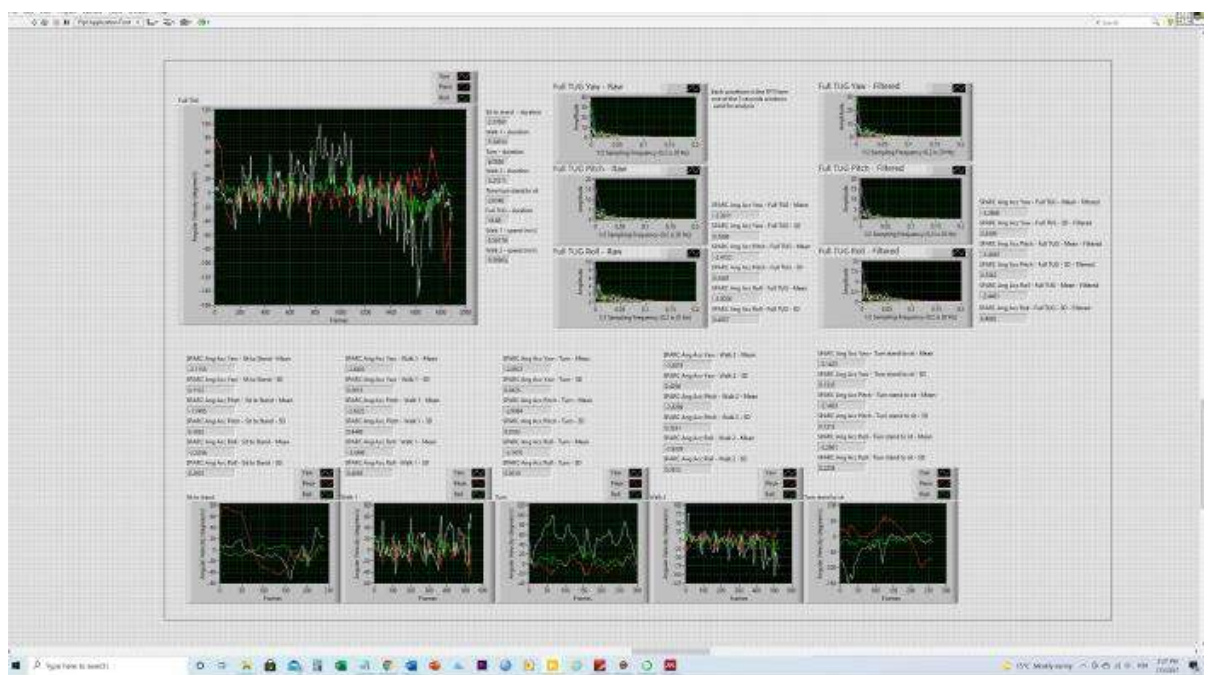
Trial 3



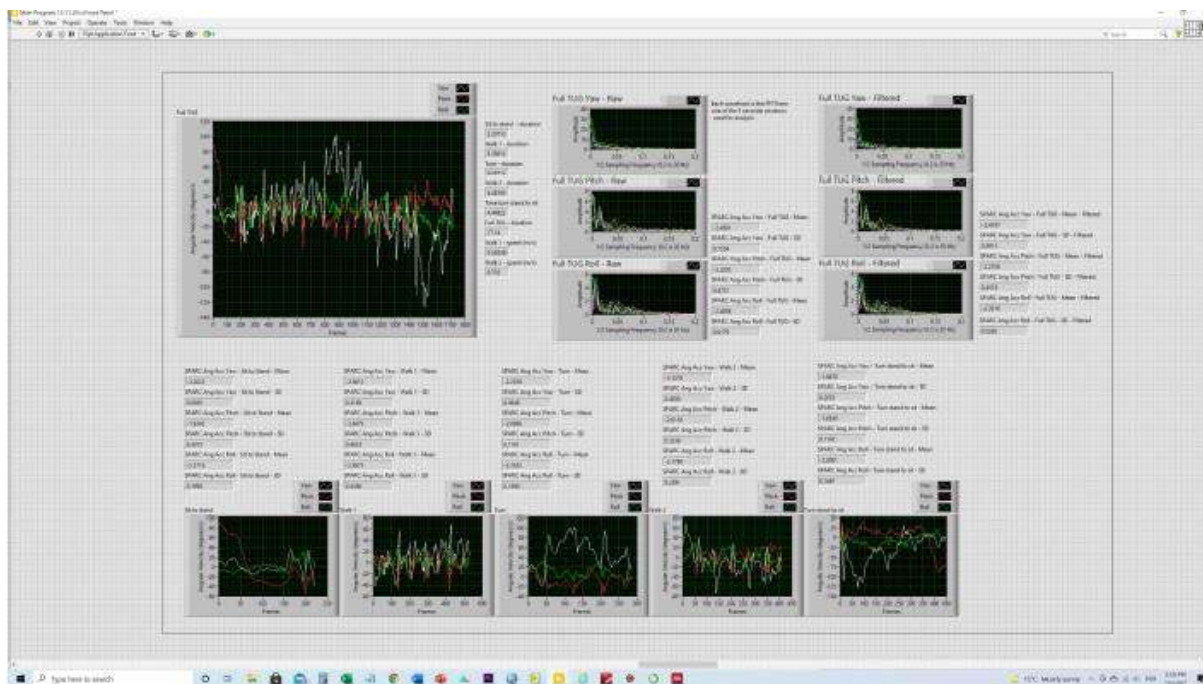
Sujeito 57

Trial 1 - Artifact

Trial 2

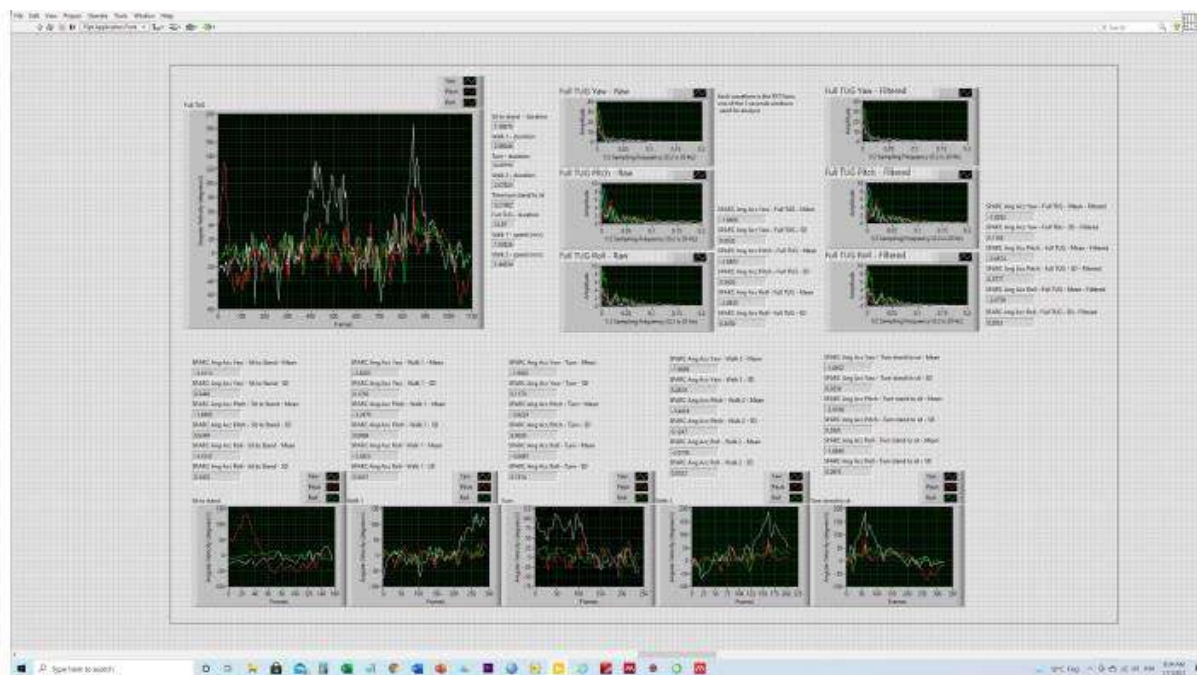


Trial 3

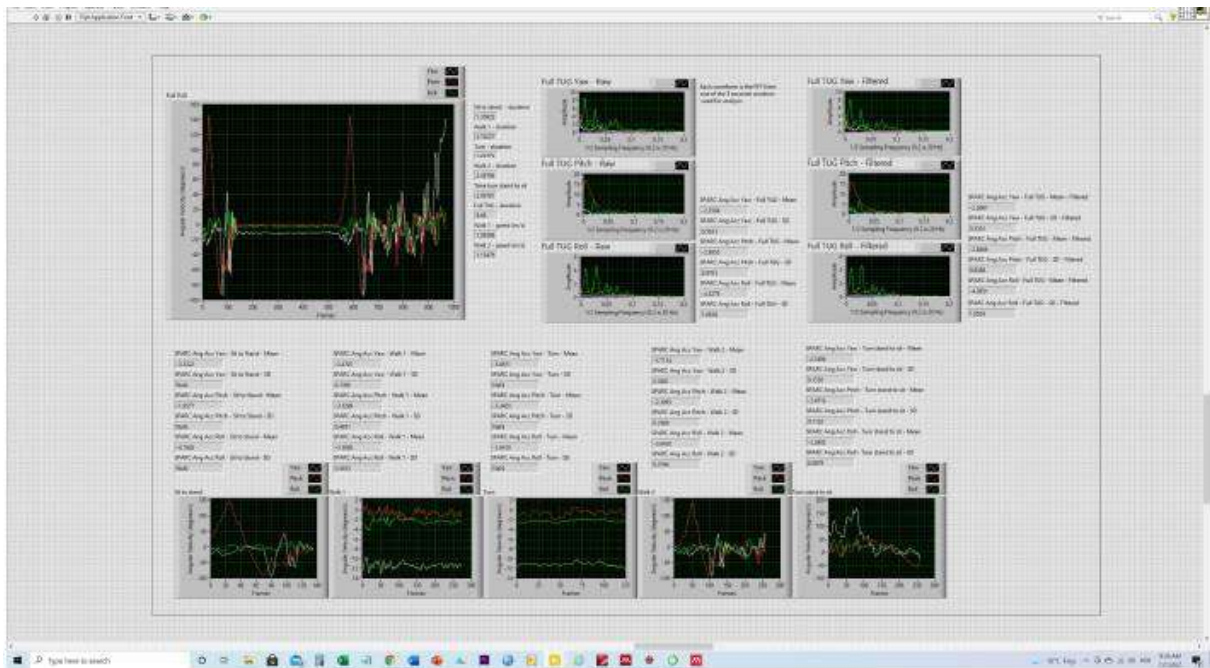


Sujeito 58

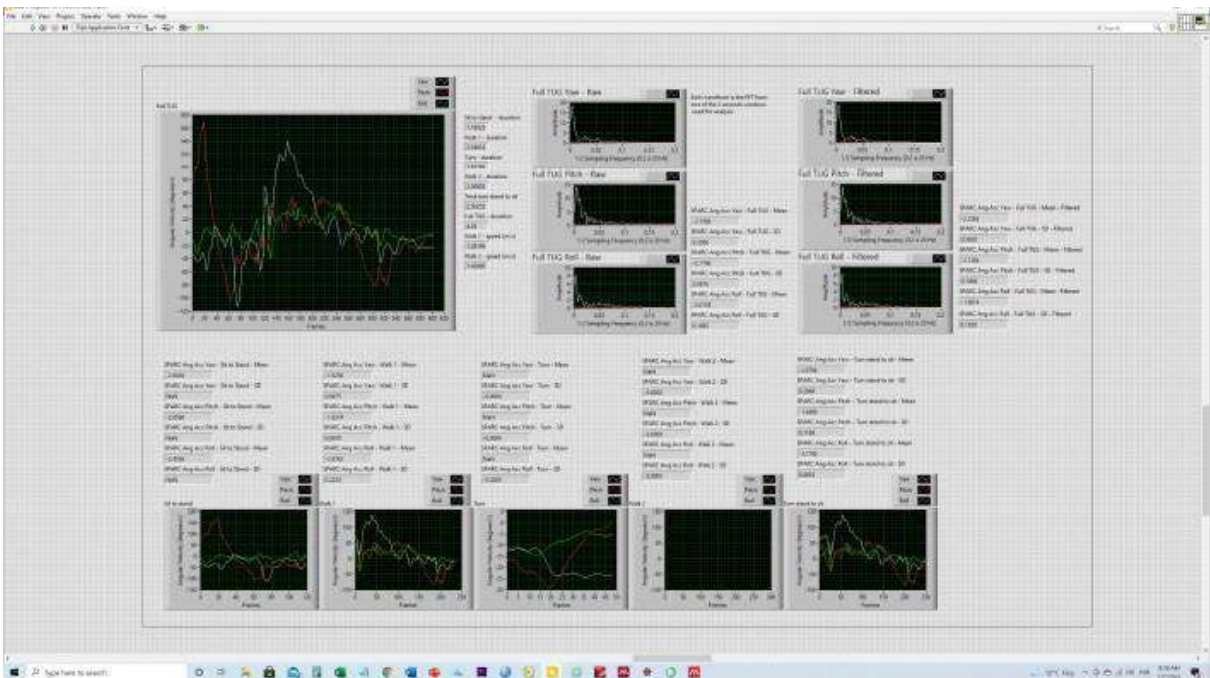
Trial 1



Trial 2 - Issues with the calculation - exclude

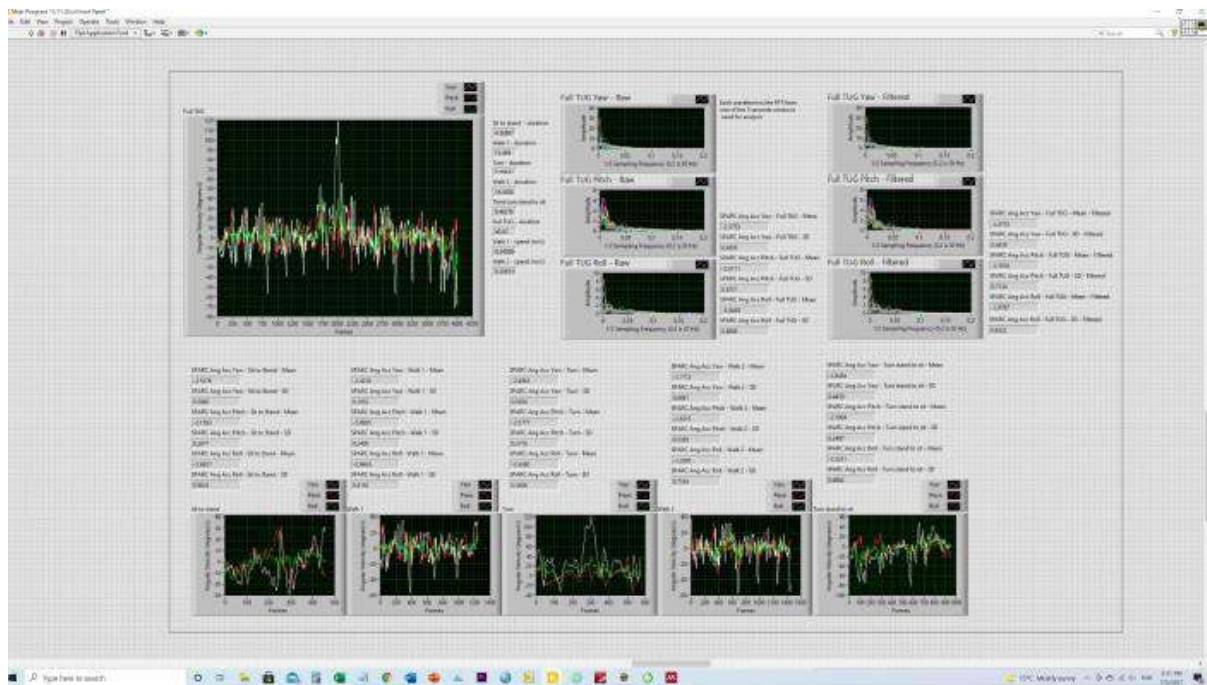


Trial 3 - Issues with the calculation - exclude



Sujeito 59

Trial 1



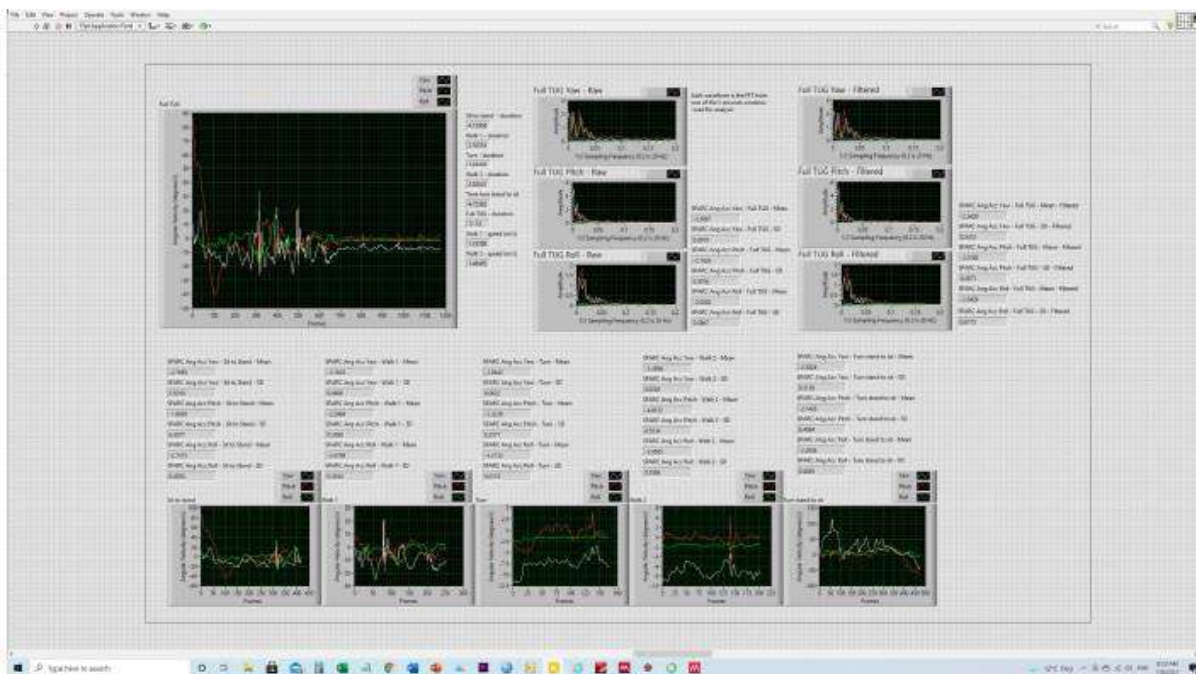
Trial 2



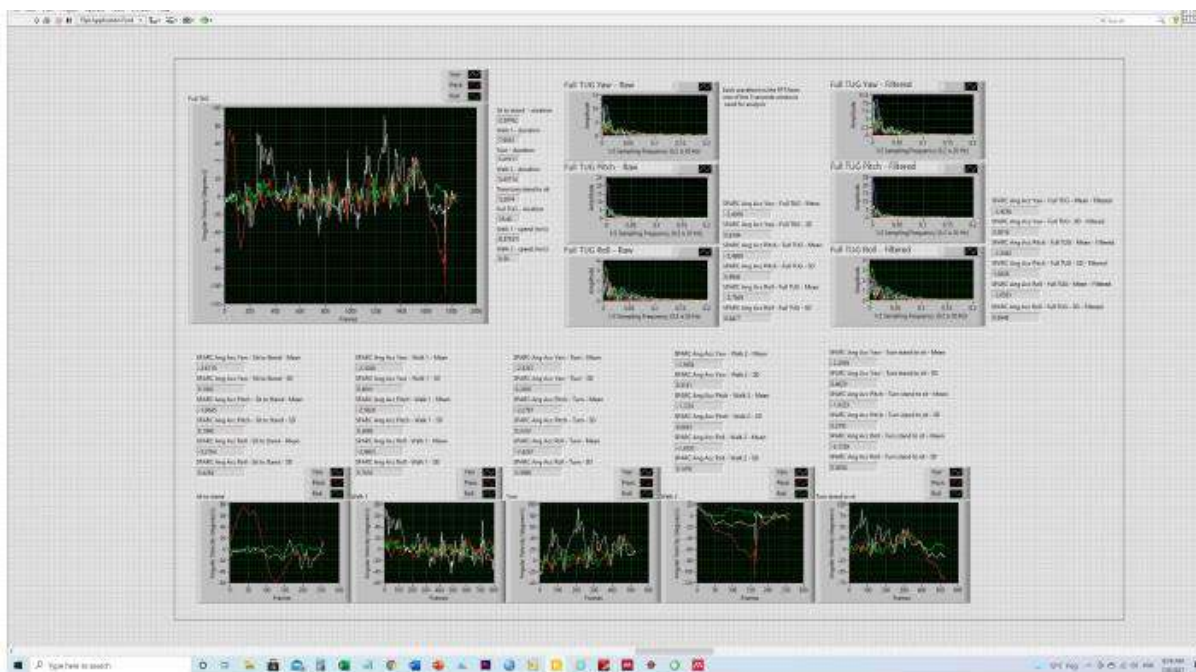
Trial 3 - NA

Sujeito 60

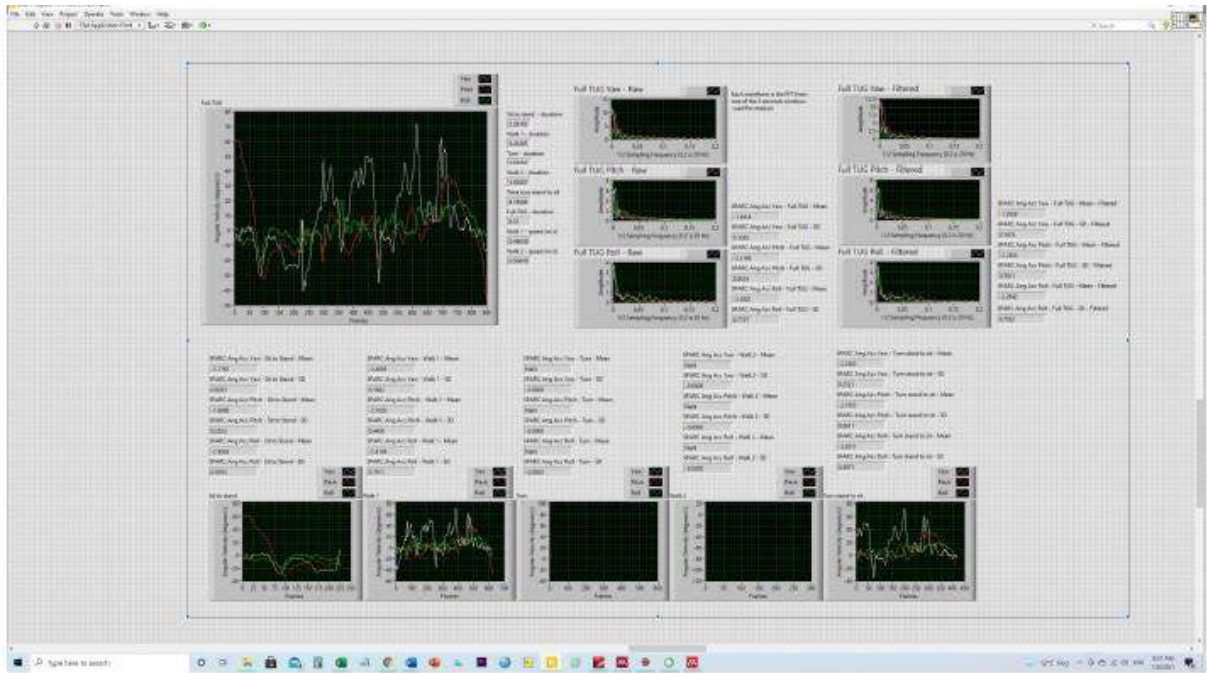
Trial 1



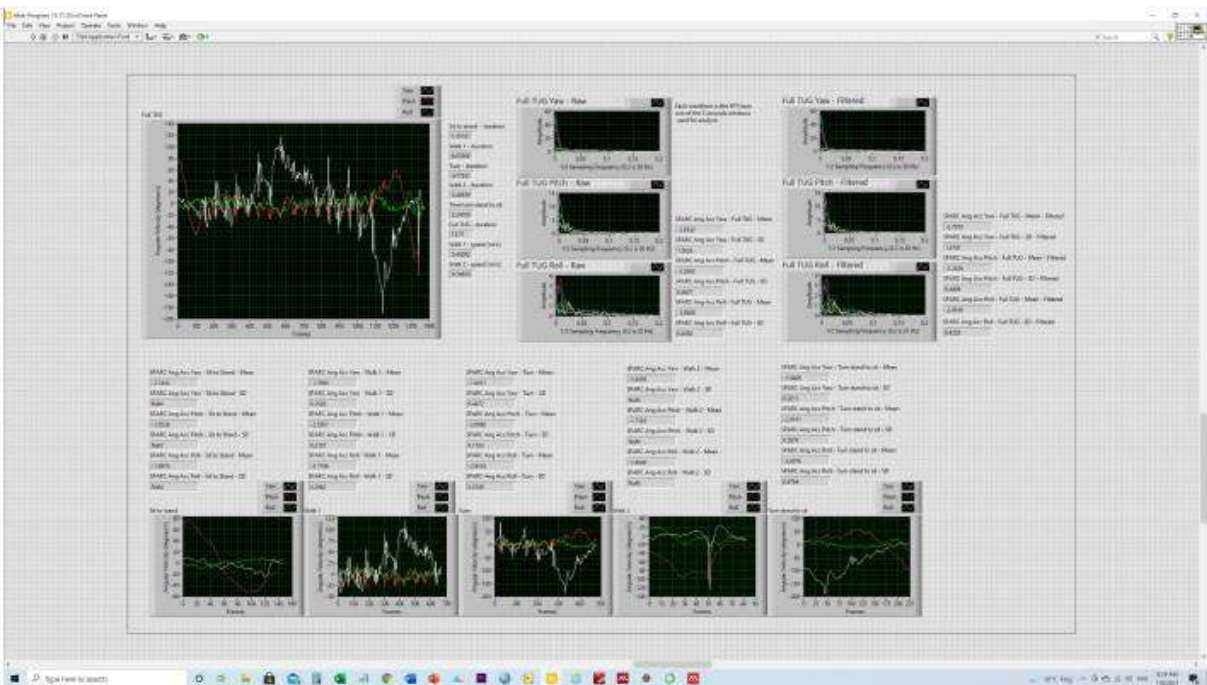
Trial 2



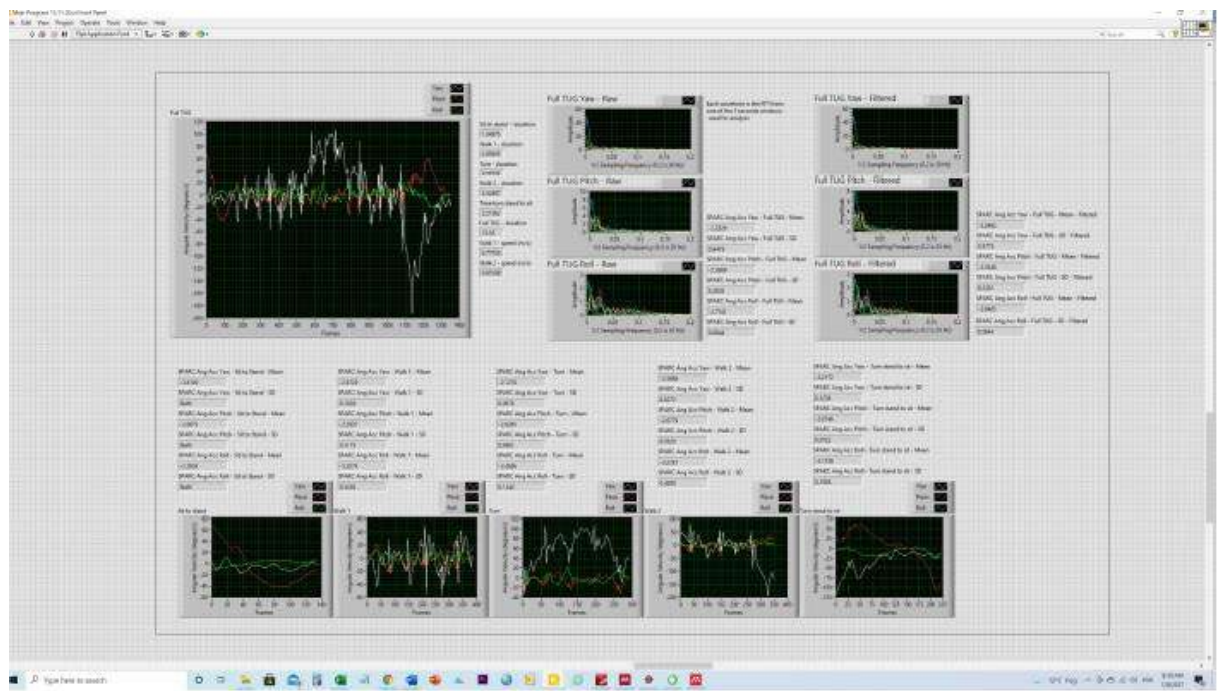
Trial 3 - Issues with the calculation – exclude turn and walk 2



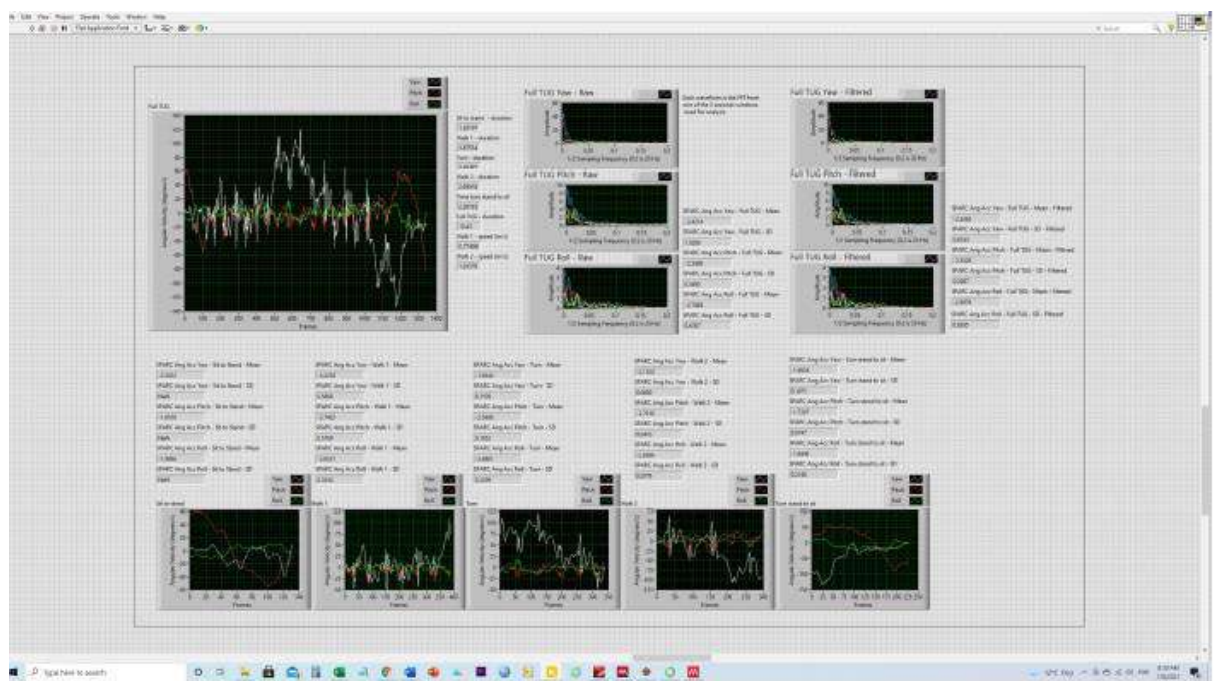
Sujeito 61 Trial 1



Trial 2



Trial 3

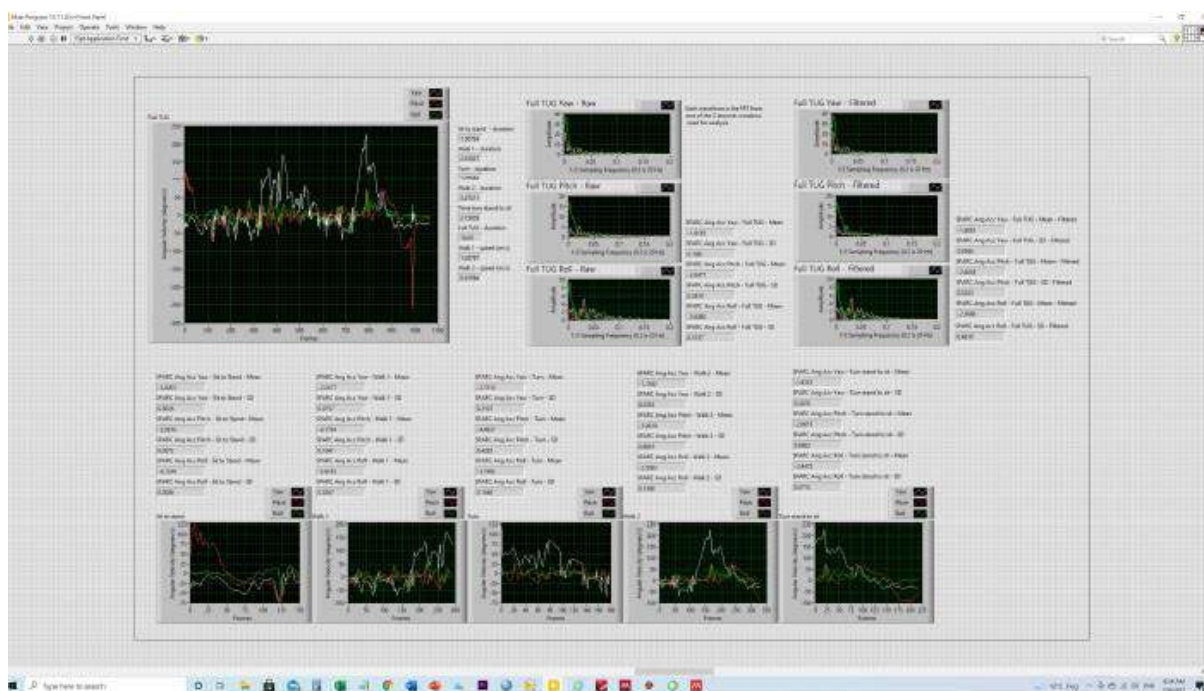


Sujeito 62

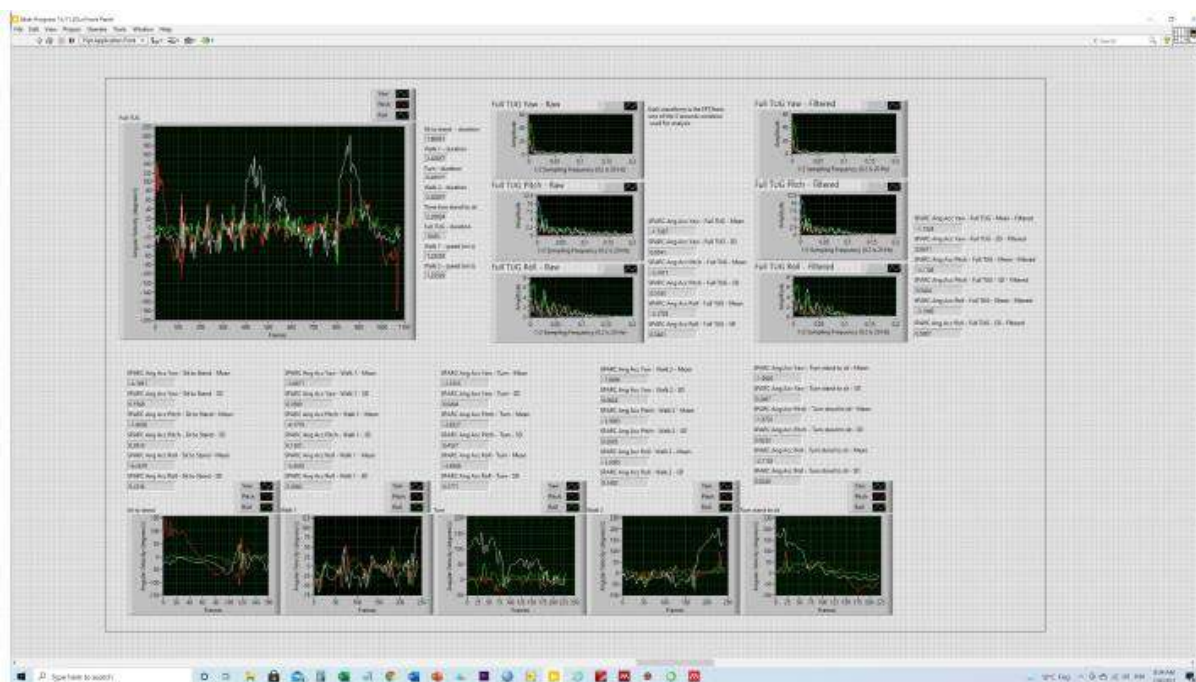
Trial 1



Trial 2

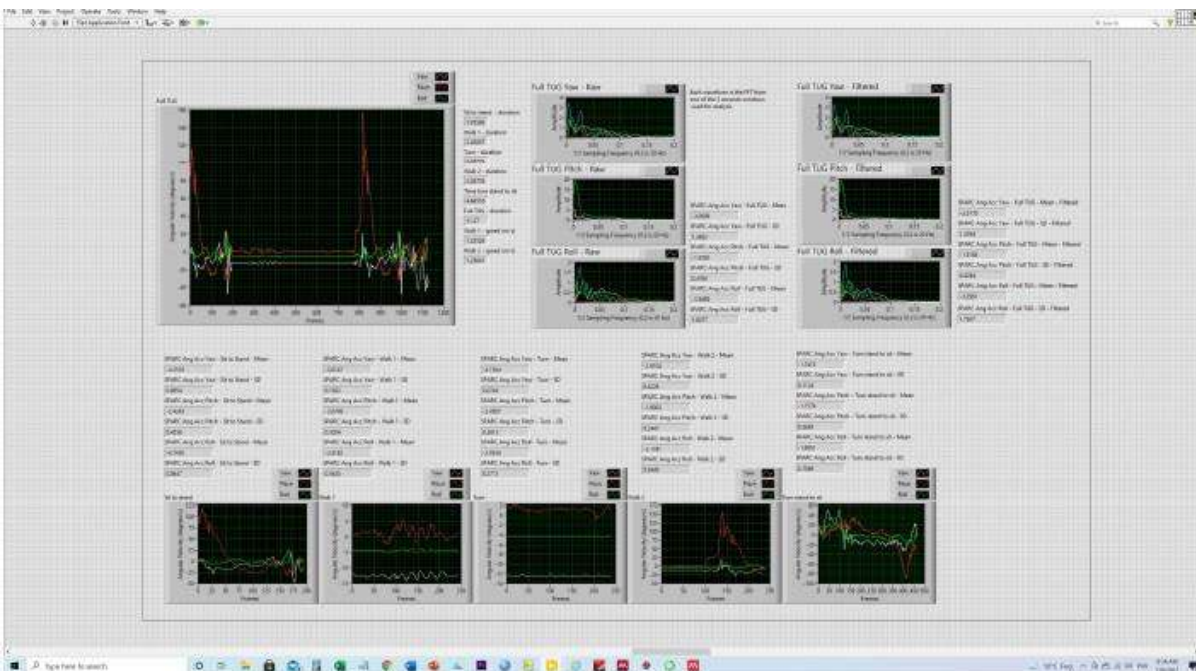


Trial 3

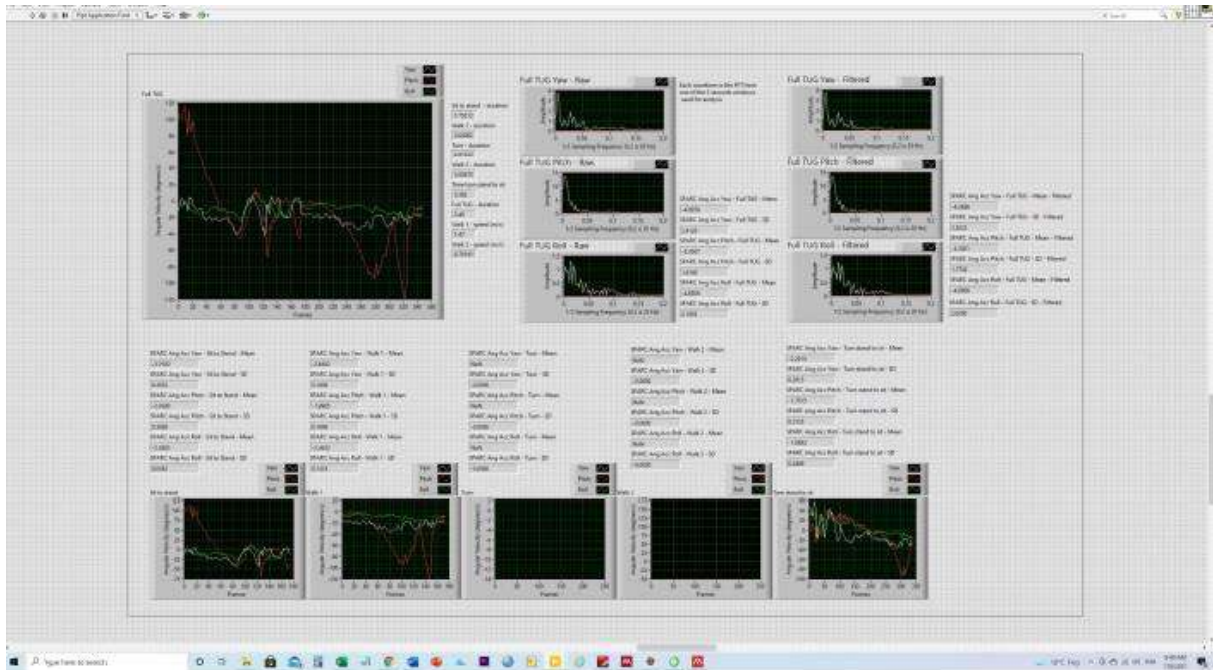


Sujeito 63

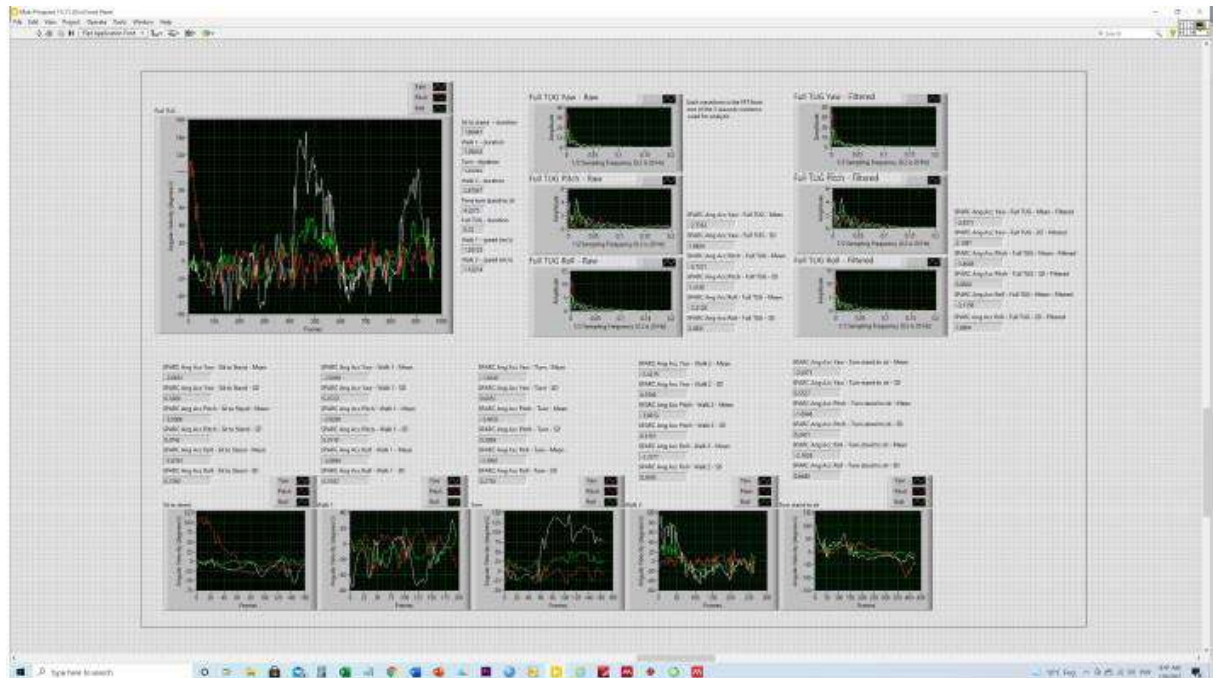
Trial 1



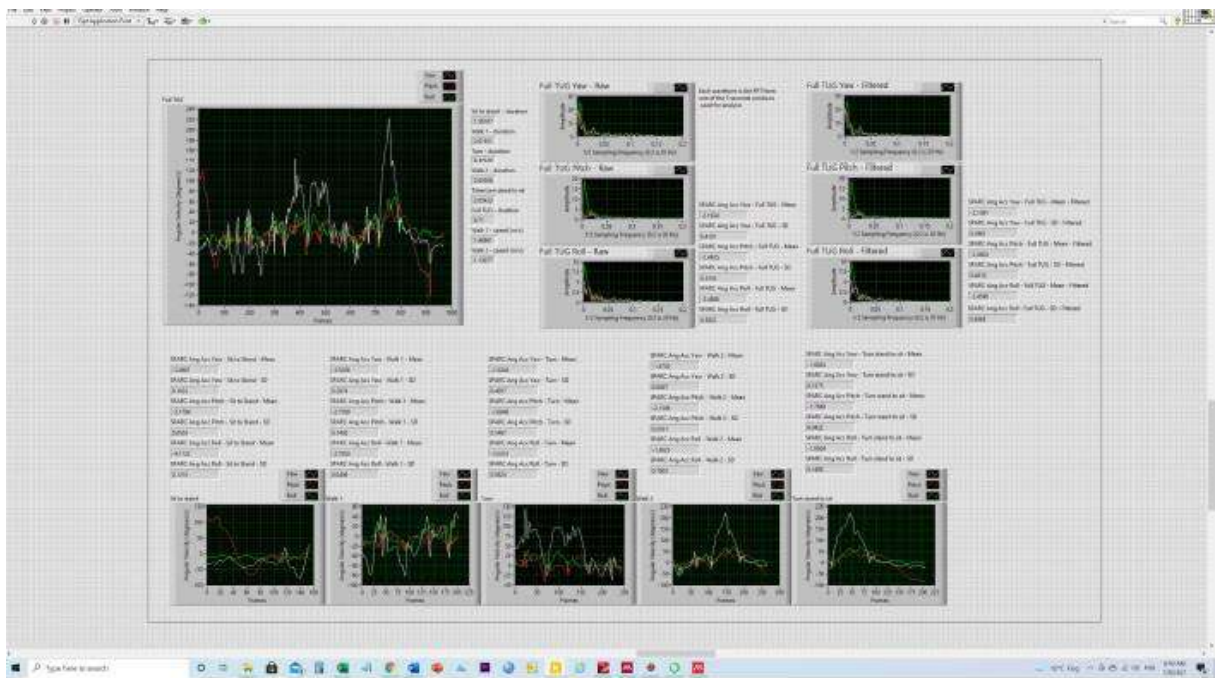
Trial 2 - Issues with the calculation – exclude turn and walk 2



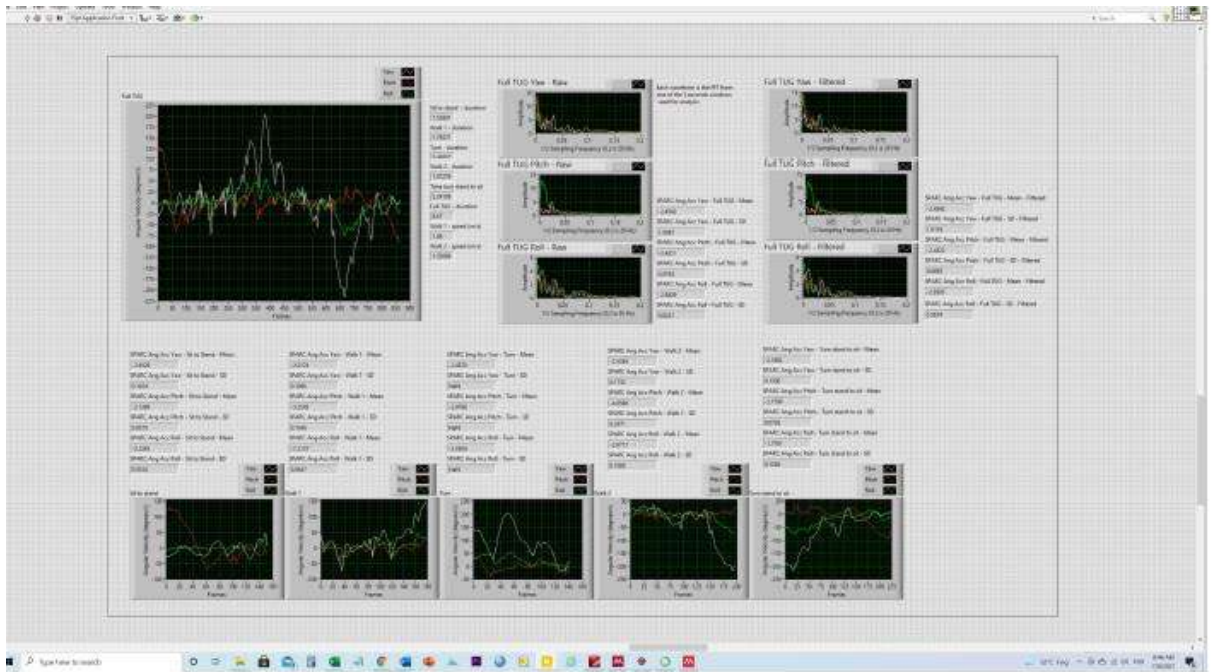
Trial 3



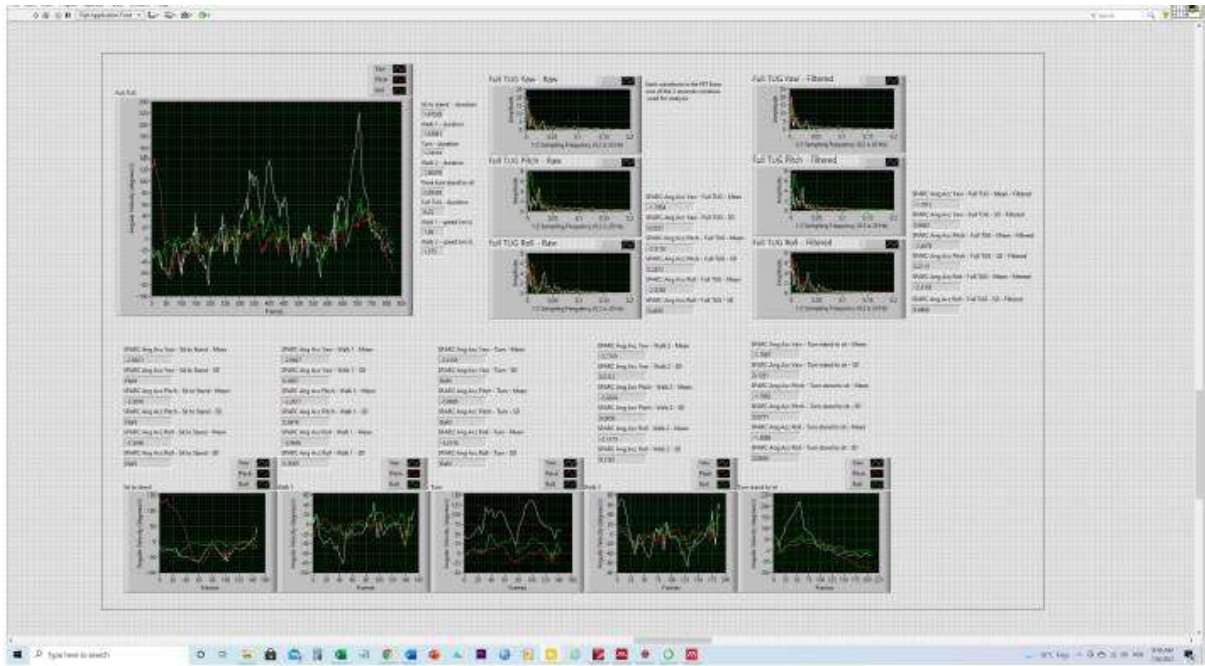
Sujeito 64
Trial 1



Trial 2



Trial 3



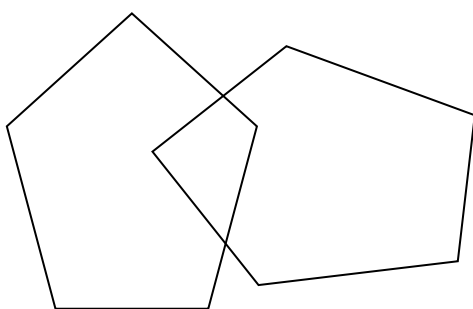
ANEXO I – MINI EXAME DO ESTADO MENTAL

Nome: _____ Idade: _____ anos

Escolaridade: _____ anos Data: _____ Escore total: _____ pontos

MMSE		Pontos
Orientação Temporal (05 pontos, 1 para cada item)	Ano	
	Mês	
	Dia do mês	
	Dia da semana	
	Hora aproximada	
Orientação Espacial (05 pontos, 1 para cada item)	Estado	
	Cidade	
	Bairro ou nome de rua próxima	
	Local geral: “que local é este aqui?” (apontando ao redor num sentido mais amplo: hospital, casa,...)	
	Andar ou local específico: “em que local nós estamos?” (sala, quarto, ...)	
Registro (3 pontos)	Repetir: gelo, leão e planta (Ou) carro, vaso e tijolo	
Atenção e cálculo (5 pontos, 1 ponto para cada acerto)	Subtrair $110 - 7 = 93 - 7 = 86 - 7 = 79 - 7 = 72 - 7 = 65$ (caso não consiga realizar cálculo ir para questão de soletrar).	
	Soletrar inversamente a palavra mundo = odnum	
Memória de evocação (3 pontos)	Quais os três objetos perguntados anteriormente?	
Nomear dois objetos (2 pontos)	Relógio e caneta	
Repetir (1 ponto)	“Nem aqui, nem ali, nem lá.”	
Comando de estágios (3 pontos, 1 ponto para	“Apanhe esta folha de papel com a mão direita, dobre-a ao meio e coloque-a no	

cada ação correta)	chão.”	
Escrever uma frase completa (1 ponto)	“Escreva uma frase com começo, meio e fim.”	
Ler e executar (1 ponto)	FECHE SEUS OLHOS	
Copiar diagrama (1 ponto)	Copiar os pentágonos com interseção.	
Pontuação Final (0 a 30)		



ANEXO II – ESCALA DE DEPRESSÃO GERIÁTRICA

Você está satisfeito com a vida?

Você se aborrece facilmente?

Você se sente desamparado (a)?

Você prefere ficar em casa a sair e fazer coisas diferentes?

Atualmente você se sente inútil?

Escore: pontos

Escore \geq 02 pontos \Rightarrow depressão provável

ANEXO III - QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ)

QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA

- FORMA CURTA -

Nome: _____
 Data: ___/___/___ Idade: _____ Sexo: F () M ()
 Você trabalha de forma remunerada: () Sim () Não
 Quantas horas você trabalha por dia: _____
 Quantos anos completos você estudou: _____
 De forma geral sua saúde está:
 () Excelente () Muito boa () Boa () Regular () Ruim

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física em uma semana **NORMAL, USUAL** ou **HABITUAL**. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são **MUITO** importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação !

Para responder as questões lembre que:

- atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal
- atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza **por pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez:

1a. Em quantos dias de uma semana normal, você realiza atividades **VIGOROSAS** por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que faça você suar **BASTANTE** ou aumentem **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

1b. Nos dias em que você faz essas atividades vigorosas por **pelo menos 10 minutos contínuos**, quanto tempo no total você gasta fazendo essas atividades **por dia**?

horas: _____ Minutos: _____

2a. Em quantos dias de uma semana normal, você realiza atividades **MODERADAS** por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que faça você suar leve ou aumentem **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

2b. Nos dias em que você faz essas atividades moderadas por **pelo menos 10 minutos contínuos** quanto tempo no total você gasta fazendo essas atividades **por dia**?

horas: _____ Minutos: _____

3a. Em quantos dias de uma semana normal você caminha por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

3b. Nos dias em que você caminha por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gasta caminhando por dia?

horas: _____ Minutos: _____

4a. Estas últimas perguntas são em relação ao tempo que você gasta sentado ao todo no trabalho, em casa, na escola ou faculdade e durante o tempo livre. Isto inclui o tempo que você gasta sentado no escritório ou estudando, fazendo lição de casa, visitando amigos, lendo e sentado ou deitado assistindo televisão.

Quanto tempo por dia você fica sentado em um dia da semana?

horas: _____ Minutos: _____

4b. Quanto tempo por dia você fica sentado no final de semana?

horas: _____ Minutos: _____

ANEXO IV - ESCALA DE EFICÁCIA DE QUEDAS -INTERNACIONAL- BRASIL

Escala de eficácia de quedas – Internacional – Brasil (FES-I-Brasil)				
Agora nós gostaríamos de fazer algumas perguntas sobre qual é sua preocupação a respeito da possibilidade de cair. Por favor, responda imaginando como você normalmente faz a atividade. Se você atualmente não faz a atividade (por ex. alguém vai às compras para você), responda de maneira a mostrar como você se sentiria em relação a quedas se você tivesse que fazer essa atividade. Para cada uma das seguintes atividades, por favor, marque o quadradinho que mais se aproxima de sua opinião sobre o quão preocupado você fica com a possibilidade de cair, se você fizesse esta atividade.				
	Nem um pouco preocupado	Um pouco preocupado	Muito preocupado	Extremamente preocupado
	1	2	3	4
1. Limpando a casa (ex: passar pano, aspirar ou tirar a poeira)	1	2	3	4
2. Vestindo ou tirando a roupa	1	2	3	4
3. Preparando refeições simples	1	2	3	4
4. Tomando banho	1	2	3	4
5. Indo às compras	1	2	3	4
6. Sentando ou levantando de uma cadeira	1	2	3	4
7. Subindo ou descendo escadas	1	2	3	4
8. Caminhando pela vizinhança	1	2	3	4
9. Pegando algo acima de sua cabeça ou do chão	1	2	3	4
10. Indo atender o telefone antes que pare de tocar	1	2	3	4
11. Andando sobre superfície escorregadia (ex: chão molhado)	1	2	3	4
12. Visitando um amigo ou parente	1	2	3	4
13. Andando em lugares cheios de gente	1	2	3	4
14. Caminhando sobre superfície irregular (com pedras, esburacada)	1	2	3	4
15. Subindo ou descendo uma ladeira	1	2	3	4
16. Indo a uma atividade social (ex: ato religioso, reunião de família ou encontro no clube)	1	2	3	4

ANEXO V - ESCALA DE EQUILÍBRIO ABC

Para cada uma das seguintes atividades, por favor, indique o nível de confiança escolhendo o número correspondente de 0% a 100%, sendo 0% igual à sem confiança nenhuma e 100% totalmente confiante.

Quando confiante você é para manter seu equilíbrio e permanecer firme quando você:

ATIVIDADE	%
1. andar pela casa ?	
2. subir ou desce escadas ?	
3. inclinar-se para pegar um objeto no chão enfrente a um armário ?	
4. alcançar um pequeno objeto em uma prateleira que fica a altura dos seus olhos?	
5. ficar na ponta dos pés e alcançar um objeto acima da sua cabeça ?	
6. sentar em uma cadeira alcançar algum objeto ?	
7. varrer o chão ?	
8. andar pela calçada até chegar em um carro estacionado ?	
9. entrar e sair de um carro ?	
10. caminhar pelo estacionamento de um shopping ?	
11. subir ou descer uma rampa ?	
12. caminhar pelo shopping onde as pessoas ao redor estão andando depressa ?	
13. é trombado por pessoas enquanto caminha pelo shopping ?	
14. subir ou descer de escada rolante enquanto segura o corrimão ?	
15. subir ou descer de escada rolante enquanto segura objetos que impedem que você segure no corrimão ?	
16. andar em superfícies escorregadias ?	

ANEXO VI - SENSOR INERCIAL G-WALK (BTS)



G-WALK

Wireless inertial system for motion functional analysis

G-WALK is a new approach to motion analysis: a special inertial sensor applied to the patient enables us to perform clinical tests such as the "Timed Up and Go" and the "6 Minutes Walking Test" and, in no time, supplies the most relevant parameters related to walking, running and jumping.

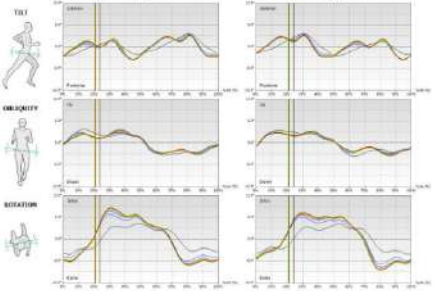
This data, which is essential in rehabilitation, helps physicians and specialists to assess patients' condition and determine the efficacy of treatments and/or rehabilitation therapies.

TILT
ANGULAR VELOCITY
ACCELERATION

Fast, simple and accurate evaluation of motor problems
G-WALK can supply all the main data needed for the clinical analysis of a patient in a few seconds.
Tests can be easily performed and results compared right away with normal ranges. The integrated protocols allow us to carry out complete and in-depth analyses of the main clinical tests:

- + Timed Up and Go
- + 6 Minutes Walking Test
- + Walk+
- + Turn Test
- + Run
- + Jumps





TILT


ANGULAR VELOCITY

ACCELERATION

Normalized Data:
Min: 0.0°
Max: 1.0°
Range: 1.0°

Normalized Data:
Min: -0.5°/s
Max: 0.5°/s
Range: 1.0°/s

Normalized Data:
Min: -0.5g
Max: 0.5g
Range: 1.0g



ANEXO VII – COMPROVANTE DE SUBMISSÃO ARTIGO 2

07/12/2021 16:38 ScholarOne Manuscripts

☰ Journal of Gerontology: Medical Sciences

🏠 Home

✍ Author

📄 Review

Submission Confirmation Print

Thank you for your submission

Submitted to
Journal of Gerontology: Medical Sciences

Manuscript ID
JGMS-2021-RES-0936

Title
Combining movement smoothness and duration in the Instrumented Timed-Up-and-Go (iTUG) test improves the prediction of falls in the oldest-old: a case-control study.

Authors
Figueiredo, Anelise
Balbinot, Gustavo
Brauner, Fabiane
Schlavo, Anuska
Urbanetto, Matheus
Mestriner, Régis

Date Submitted
07-Dec-2021

Author Dashboard

07/12/2021 16:38

ScholarOne Manuscripts

© Clarivate Analytics | © ScholarOne, Inc., 2021. All Rights Reserved.
ScholarOne Manuscripts and ScholarOne are registered trademarks of ScholarOne, Inc.
ScholarOne Manuscripts Patents #7,257,767 and #7,253,555.

[@ScholarOneNews](#) | [System Requirements](#) | [Privacy Statement](#) | [Terms of Use](#)