



UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
FACULDADE DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE CIRURGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS MÉDICO-CIRÚRGICAS

MARÍLIA LEITÃO MONTENEGRO

COMPETIÇÃO DE FLUXO FISIOLÓGICA NA CIRCULAÇÃO ARTERIAL DO
ARCO PALMAR

FORTALEZA

2019

MARÍLIA LEITÃO MONTENEGRO

**COMPETIÇÃO DE FLUXO FISIOLÓGICA NA CIRCULAÇÃO ARTERIAL DO
ARCO PALMAR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Médico-Cirúrgicas da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências Médico-Cirúrgicas. Área de concentração: Metabolismo, Fisiologia e Biologia Celular no Estresse. Linha de Pesquisa: Mediadores e Metabólitos Envolvidos na Resposta ao Estresse.

Orientador: Prof. Dr. José Glauco Lobo Filho

FORTALEZA

2019

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação
Universidade Federal do Ceará
Biblioteca Universitária
Gerada automaticamente pelo módulo Catalog, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

M784c Montenegro, Marília Leitão.
Competição de Fluxo Fisiológica na Circulação Arterial do Arco Palmar / Marília Leitão Montenegro. – 2019.
61 f. : il. color.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Ceará, Faculdade de Medicina, Programa de Pós-Graduação em Ciências Médico-Cirúrgicas, Fortaleza, 2019.
Orientação: Prof. Dr. José Glauco Lobo Filho.

1. Competição de fluxo. 2. Circulação arterial. 3. Arco palmar. 4. Artéria radial. 5. Artéria ulnar. I. Título.
CDD 617

MARÍLIA LEITÃO MONTENEGRO

COMPETIÇÃO DE FLUXO FISIOLÓGICA NA CIRCULAÇÃO ARTERIAL DO ARCO
PALMAR

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Médico-Cirúrgicas da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências Médico-Cirúrgicas. Área de concentração: Metabolismo, Fisiologia e Biologia Celular no Estresse. Linha de Pesquisa: Mediadores e Metabólitos Envolvidos na Resposta ao Estresse.

Aprovada em: ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. José Glauco Lobo Filho
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Heraldo Guedes Lobo Filho
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Francisco Vagnaldo Fechine Jacamaru
Universidade Federal do Ceará (UFC)

A Deus, que me permitiu ser médica em um país ainda marcado pela pobreza e desigualdade, e seus anjos, que me permitiram experimentar a mais leve e genuína alegria, Lollipop e Vovô, meu coração vos pertence

AGRADECIMENTOS

A FUNCAP, pelo financiamento que me permitiu pesquisar e realizar um sonho.

Ao meu orientador, Prof. dr. Glauco Lobo, por ter concebido essa ideia e acreditado que eu poderia dar continuidade e seguimento ao projeto.

Ao Prof. dr. Heraldo, pelo exemplo e valiosas orientações, e ao prof. dr. Vagnaldo pelo trabalho de estatística de inestimável valia, membros da banca examinadora,

Ao Prof. dr. Carmelo, por ter cedido seu escasso tempo e principalmente seu olhar científico para cuidar arduamente deste trabalho comigo., e A Dra. Maria Claudia, que me ajudou durante todo esse processo com sua expertise de circulação arterial e ultrassonografia com doppler; a senhora, meu amor mais puro, se eu pudesse pedir aos céus para fazê-la eterna, a faria..

Tia Ana Paula: professora e amiga que me ajudou a pensar e descrever o percurso metodológico.

Aos Drs. Matheus Pimentel e Yilon Cheng que acreditaram no potencial do projeto e me ajudaram a traçar a tessitura do mesmo, desde o projeto inicial.

Finalmente e principalmente agradeço a toda minha família e meus amigos por seu apoio.

RESUMO

A competição de fluxo tem sido descrita como uma situação em que dois vasos são responsáveis pela irrigação sanguínea da mesma área e que o fluxo de um pode ser prejudicado de acordo com o fluxo do outro. É muito discutido essa situação no contexto da revascularização do miocárdio em que haveria risco de oclusão do enxerto implantado cirurgicamente quando a obstrução na coronária nativa que recebe a anastomose não é severa, mas apenas moderada. Entretanto, existem partes do corpo humano, como a mão, onde tem-se um sistema fechado no qual duas artérias atuam, fisiologicamente, para fornecer o sangue arterial para um mesmo sítio. Dada a relevância clínica do tema, a avaliação do fluxo da circulação arterial do arco palmar é alvo deste estudo. O objetivo é avaliar a competição de fluxo fisiológica, tendo como modelo a circulação arterial do arco palmar. Foi analisado o fluxo da artéria radial e da ulnar em 23 indivíduos saudáveis, usando a ultrassonografia bidimensional com Dopplerfluxometria. As variáveis obtidas foram: velocidade de pico sistólico (VPS), velocidade diastólica final (VDf) e resistência, em repouso e durante compressão da artéria ulnar e radial. Quando a artéria ulnar foi comprimida, a artéria radial respondeu com aumento significativo da VPS em relação ao repouso no membro dominante (40,50 vs 55,70, $P < 0,0001$), e no não dominante (34,96 vs 53,10, $P < 0,0001$). Também houve aumento da VDF no membro dominante (9,23 vs 12,61, $P = 0,0046$) e não dominante (7,83 vs 11,70, $P = 0,0012$). A artéria ulnar também apresentou aumento da VPS (44,12 vs 67,94, $P < 0,0001$) e da VDF (10,04 vs 16,82, $P = 0,0001$) no membro dominante, porém no membro não dominante houve aumento importante apenas da VPS (44,15 vs 63,31, $P < 0,0001$) e não da VDF (11,07 vs 13,37, $P = 0,2783$). Não houve variação significativa da resistência em ambas as artérias e em ambos os membros tanto em repouso quanto após compressão. Concluímos que a competição de fluxo pode ser fisiológica e não acarretaria risco de oclusão.

Palavras-chave: Competição de fluxo. Circulação arterial. Circulação da mão. Artéria radial. Artéria ulnar. Arco palmar.

ABSTRACT

Flow competition has been described as a situation in which two vessels are responsible for blood supply to the same area and that the flow of one of them could be impaired according to the flow of the other one. The present literature discusses this situation in the context of myocardial revascularization where there is a risk of occlusion of the surgically implanted graft when the obstruction in the native coronary that receives the anastomosis is not severe but only moderate. However, there are parts of the human body, such as the hand, where there is a closed system in which two arteries function physiologically to supply arterial blood to the same site. Given the clinical relevance of the subject, evaluation of the arterial circulation flow of the palmar arch is the target of this study. This study aims to evaluate the physiological flow competition, using as a model the arterial circulation of the palmar arch. It was analyzed the flow of radial artery and ulnar artery in 23 healthy individuals using two-dimensional Doppler flowmetry ultrasonography. The variables obtained were: peak systolic velocity (PSV), end diastolic velocity (eDV) and resistance, at rest and during compression of the ulnar and radial arteries. When the ulnar artery was compressed, the radial artery responded with a significant increase in PSV relative to rest in the dominant limb (40,50 vs 55,70, $P < 0,0001$), and in the non-dominant one (34,96 vs 53,10, $P < 0,0001$). There was also an increase of the eDV in the dominant limb (9,23 vs 12,61, $P = 0,0046$) and non-dominant (7,83 vs 11,70, $P = 0,0012$). The ulnar artery also presented increased PSV (44,12 vs 67,94, $P < 0,0001$) and eDV (10,04 vs 16,82, $P = 0,0001$) in the dominant limb, but in the non-dominant limb there was a significant increase in PSV only (44,15 vs 63,31, $P < 0,0001$) and not eDV (11,07 vs 13,37, $P = 0,2778$). There was no significant variation of resistance in both arteries and in both limbs, neither at rest nor after compression. We conclude that the flow competition may be physiological and would not entail the risk of occlusion.

Keywords: Flow competition. Arterial circulation. Hand circulation. Radial artery. Ulnar artery. Palmar arch.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Avaliação da velocidade de pico sistólico na artéria radial do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria ulnar	28
Figura 2 - Avaliação da velocidade diastólica final na artéria radial do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria ulnar	30
Figura 3 - Avaliação da resistência na artéria radial do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria ulnar	32
Figura 4 - Avaliação da velocidade de pico sistólico na artéria ulnar do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria radial	35
Figura 5 - Avaliação da velocidade diastólica final na artéria ulnar do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria radial	37
Figura 6 - Avaliação da resistência na artéria ulnar do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria radial	39

LISTA DE TABELAS

	27
Tabela 1 - Características dos participantes do estudo	
Tabela 2 - Avaliação da velocidade de pico sistólico na artéria radial do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria ulnar	29
Tabela 3 - Avaliação da velocidade diastólica final na artéria radial do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria ulnar	31
Tabela 4 - Avaliação da resistência na artéria radial do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria ulnar	33
Tabela 5 - Variação dos parâmetros fluxométricos na artéria radial nos membros dominante e não dominante	34
Tabela 6 - Avaliação da velocidade de pico sistólico na artéria ulnar do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria radial	36
Tabela 7 - Avaliação da velocidade diastólica final na artéria ulnar do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria radial	38
Tabela 8 - Avaliação da resistência na artéria ulnar do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria radial	40
Tabela 9 - Variação dos parâmetros fluxométricos na artéria ulnar nos membros dominante e não dominante	41

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AIA	Artéria Interventricular Anterior
ATIE	Artéria Torácica Interna Esquerda
cm/s	Centímetros por segundo
CRM	Cirurgia de Revascularização do Miocárdio
DAC	Doença Arterial Coronariana
RFC	Reserva de Fluxo Coronariana
VPS	Velocidade de Pico Sistólico
VDf	Velocidade Diastólica final

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Anatomia da circulação arterial da mão	14
1.2	Princípios Anatomofisiológicos da mão.....	15
1.3	Conceito de Competição de Fluxo	16
1.4	Teste de Allen	18
1.5	Ultrassonografia com Doppler	19
1.5.1	<i>Fluxo Sistólico e Diastólico na Circulação Sistêmica e na Coronariana .</i>	21
1.6	Aplicações Clínicas dos Princípios da Circulação Arterial	21
1.7	Relevância e Justificativa	24
2	OBJETIVOS	26
2.1	Objetivo Principal	26
2.2	Objetivos Específicos	26
3	MATERIAL E MÉTODOS	27
3.1	Desenho do estudo	27
3.2	Local do estudo	27
3.3	Participantes	27
3.3.1	<i>Crítérios de inclusão</i>	27
3.3.2	<i>Crítérios de exclusão</i>	27
3.4	Protocolo do Estudo	28
3.5	Análise estatística	29
4	RESULTADOS	31
4.1	Perfil dos participantes	31
4.2	Análise dos parâmetros fluxométricos na artéria radial antes e após a compressão da artéria ulnar	32
4.3	Análise dos parâmetros fluxométricos na artéria ulnar antes e após a compressão da artéria radial	40

SUMÁRIO

5	DISCUSSÃO	47
5.1	Considerações finais	49
6	CONCLUSÃO	50
	REFERÊNCIAS	51
	APÊNDICE A - TABELA DE COLETA DE DADOS	57
	APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	58

1 INTRODUÇÃO

1.1 Anatomia da circulação arterial da mão

A artéria braquial, continuação da artéria axilar, é a principal artéria que irriga o braço. Existem variações anatômicas, mas, rotineiramente, ela se divide em artéria radial, ulnar e interósseas ao nível da fossa cubital.

O arco palmar é a estrutura vascular principal da mão. O fluxo sanguíneo arterial que o compõe é proveniente das artérias radial e ulnar predominantemente, com contribuição quase que incipiente das artérias interósseas anterior e posterior (HAERLE, 2003). Dessa forma, tem-se um sistema fechado no qual duas artérias atuam, fisiologicamente, para fornecer o sangue arterial para um mesmo sítio anatomofuncional (DUMANIAN, 1998; HAERLE, 2003).

São duas as variações mais comuns do arco palmar. O padrão ulnar é quando a artéria ulnar apresenta maior diâmetro em relação à radial, sendo responsável pela ramificação em artérias digitais. Nesse caso, a artéria radial seria responsável apenas por alguns ramos para a musculatura tenar. Já o padrão clássico se refere às descrições antigas em que o arco palmar é formado por uma anastomose entre radial e ulnar, tendo as duas diâmetros semelhantes (OTTONE, 2010). Em mais de 80% dos casos o arco palmar está presente, sendo a prevalência da anastomose da artéria radial com a ulnar de 72% (ZARZECKI, 2018).

A escolha da artéria radial para procedimentos médicos deve-se, sobretudo, às descrições anatômicas que evidenciaram que a artéria ulnar seria a artéria dominante da mão. Isto asseguraria uma perfusão adequada da extremidade do membro superior após intervenções sobre a artéria radial. Entretanto, estudos recentes propuseram que, diferentemente desse conceito histórico, a artéria ulnar apresentaria maior diâmetro e fluxo na região proximal do antebraço. Este vaso seria portanto, dominante nessa região, fazendo que a artéria radial apresentasse maior relevância para o suprimento sanguíneo arterial da mão (DUMANIAN, 1998; HAERLE, 2003).

1.2 Princípios Anatomofisiológicos da Circulação Arterial

O sistema circulatório arterial humano, do ponto de vista fisiológico, é distributivo, fechado, pressórico, de demanda, competitivo e, eventualmente, bidirecional (LOBO FILHO, 2002).

Distributivo: a aorta mede, em média, cerca de 3cm de diâmetro e divide-se sucessivamente terminando nos capilares de calibre microscópico, suprindo as necessidades de todos os órgãos nas mais diversas situações de demanda metabólica. Há grande variabilidade de resistência entre a aorta, as artérias elásticas de médio calibre e as finas arteríolas (LONDON; PARNIER, 2010).

Fechado: é necessário que o sistema circulatório arterial seja fechado. Sendo aberto, haveria uma redução drástica da resistência periférica provocando um excesso de sangue para esse local, comprometendo a perfusão em outros órgãos, que dessa forma sofreriam isquemia. Nas perfurações arteriais agudas extensas todo o fluxo sanguíneo é perdido, e a parada circulatória é a evolução natural.

Pressórico: o fluxo sanguíneo vai de um sistema de maior pressão para outro de menor pressão e resistência. Além disso, há uma bomba propulsora que é o coração. Quando a resistência diminui, facilita o incremento de fluxo nesse local. A resistência pode diminuir tanto em situações fisiológicas, patológicas, como também induzida por fármacos (HALL; GUYTON, 2017).

Demanda: também é fator determinante do fluxo arterial. A circulação pode aumentar para determinado órgão, como por exemplo para os músculos esqueléticos durante o exercício ou para a musculatura visceral do aparelho digestivo após alimentação (HALL; GUYTON, 2017).

Competitivo: o que caracteriza o caráter competitivo da circulação é que, como muitos órgãos recebem mais de uma via de irrigação, acaba havendo uma competição em relação a qual das artérias tem maior ou menor débito sanguíneo para esta determinada estrutura. Pouco foi discutido em relação a presença de competição de fluxo em situações não-patológicas, apesar de existirem. No corpo humano normal, inúmeras áreas como a mão, o pé, o esôfago, o coração e o cérebro são exemplos onde duas artérias são responsáveis simultaneamente pela irrigação do membro (MOORE, 2014). Vários outros exemplos podem ser elencados. A

irrigação do estômago é feita pelas artérias gastroepiplóicas direita e esquerda. A musculatura abdominal anterior é irrigada por ramos das artéria torácica internas e ramos das artérias epigástricas inferiores.

Quando há obstrução total ou subtotal de uma artéria coronária, a perfusão do músculo cardíaco passa a ser realizada por meio de colaterais, canais vasculares que interconectam as artérias epicárdicas. As colaterais são normalmente fechadas, não-funcionantes, porém, com a queda de pressão distal pela obstrução, as colaterais abrem-se de imediato (SCHAPER; ITO, 1996). O ramo descendente posterior pode, por colateral, encher toda a artéria interventricular anterior (AIA) em oclusões totais, mesmo ostiais. Em muitos casos, pode preservar inteiramente a contratilidade da parede irrigada originalmente pela AIA. Essas colaterais que se comunicam entre duas artérias têm a finalidade de suprir a demanda metabólica de determinado segmento de músculo na perda de sua irrigação original. Entretanto, podemos observar a presença de isquemia no órgão ou músculo que recebe a circulação colateral, por demanda aumentada ou por insuficiência das colaterais. As anastomoses intercoronarianas (circulação colateral) são frequentes no coração normal, porém pequena quantidade de sangue flui através desses canais (SCHOEN, 2000).

Monbaliu *et al* realizou um estudo de análise da competição de fluxo na circulação hepática, conservando o fígado com máquina de perfusão hipotérmica e comparando o fluxo dos dois vasos responsáveis pela irrigação do órgão, artéria hepática e veia porta. Visualizou que o fluxo da veia porta diminui a medida que o fluxo da artéria hepática aumenta, demonstrando que, em situações fisiológicas não ocorre competição por conta de mecanismos de auto-regulação intrínsecos que asseguram fluxo constante. Quando a colateral assume a irrigação do sítio isquêmico, a circulação pode adquirir um fluxo reverso e esta é a última característica do sistema circulatório arterial: bidirecional. Essa inversão de fluxo é possível pela ausência de valvas no sistema circulatório arterial, diferentemente do sistema venoso em que há valvas no componente periférico.

1.3 Conceito de Competição de Fluxo

O conceito de competitividade em algumas áreas da Medicina é antigo e bem estabelecido (GOODMAN, 2012; LEHNINGER, 2014). Em farmacologia, quando nos

referimos a antagonistas competitivos, falamos de uma droga que compete pelo mesmo receptor, diminuindo a potência do agonista (GOODMAN, 2012). Similarmente, em bioquímica, existe o conceito de inibidores competitivos nas reações enzimáticas. Estes se ligam ao sítio ativo da enzima, aumentando a quantidade de substrato necessária para obter a mesma ação (LEHNINGER, 2014). Já na fisiologia do sistema circulatório arterial, essa discussão foi iniciada apenas recentemente com a introdução do termo *competição de fluxo*.

Competição de fluxo tem sido descrita como a situação na qual duas artérias irrigam uma mesma região, impactando de forma negativa o fluxo de uma delas, com risco de perda de patência. O fluxo competitivo é um achado comum tanto no enxerto arterial quanto no venoso, sendo bastante estudada no contexto da cirurgia de revascularização do miocárdio (CRM). Dentre os vasos utilizados, é descrito que a artéria radial apresenta maior sensibilidade à competição de fluxo, correlacionando a maiores taxas de oclusão do enxerto quando comparada à artéria torácica interna. A competição de fluxo é resultado de um equilíbrio entre o fluxo residual da artéria coronária nativa e o fluxo fornecido pelo enxerto de bypass na anastomose. Esta situação ocorre quando a condutância do enxerto é muito próxima da circulação nativa e depende principalmente da gravidade da estenose e do diâmetro e comprimento do enxerto (GLINEUR, HANET; 2011).

Já *roubo de fluxo* é uma situação clínica patológica em que há desvio do fluxo de um vaso de um local para outro, podendo ocasionar prejuízo tanto pela isquemia na estrutura originalmente irrigada e/ou por um excesso de fluxo para onde está sendo desviada a irrigação. Exemplos bem descritos na literatura são a síndrome do roubo da subclávia, a síndrome do roubo coronário-subclávio e a síndrome do roubo devido a fístulas arteriovenosas. A síndrome do roubo da subclávia é uma desordem vascular na qual ocorre inversão do fluxo de sangue da artéria vertebral ipsilateral, distalmente a uma estenose, oclusão da artéria subclávia proximal ou, mais raramente, do tronco braquicefálico (PASSOS, ALVES, 2012; PASSOS *et al*, 2016). Na síndrome do roubo coronário-subclávio, o fluxo sanguíneo de uma coronária é invertido por meio de um enxerto da artéria torácica interna esquerda (ATIE) em direção à subclávia médio-distal, e ocorre devido a estenose significativa ou oclusão total da porção proximal desta última (MILLER *et al*, 2012). Nas fístulas arteriovenosas ocorre uma passagem rápida de sangue arterial para a veia (MALGOR, 2007).

1.4 Teste de Allen

A avaliação do fluxo da circulação arterial do arco palmar é alvo de estudos desde o início do século XX, com a descrição técnica do teste de Allen. Esta manobra foi descrita por Edgard V. Allen, em 1929, em três pacientes com tromboangeite obliterante. A descrição original do teste compreende em cerrar a mão enquanto a artéria radial é comprimida durante um minuto, seguido de extensão dos dedos enquanto se observa mudança na coloração da mão.

Houve modificações na descrição clássica, sendo ainda utilizado como forma de avaliação da circulação colateral da mão, principalmente no contexto de necessidade de exérese ou canulação prolongada da artéria radial. O paciente deve fechar a mão por trinta segundos enquanto é aplicada uma pressão na artéria radial e na ulnar ao nível do punho com a intenção de ocluí-las. O paciente então abre a mão e é liberado seletivamente a artéria ulnar. O teste é positivo ou anormal quando a mão não retorna à coloração normal num intervalo de 5 a 15 segundos após a retirada da compressão e indica circulação colateral insuficiente (FUHRMAN *et al*, 1992). Resultados falso-positivos podem ocorrer com a hiperextensão do punho ou com movimento de abdução dos dedos (JARVIS, 2000).

O Teste de Allen modificado, apesar de simples e pouco dispendioso, é alvo de críticas no que concerne a sua sensibilidade e especificidade para avaliar o padrão da circulação sanguínea arterial da mão. Um teste positivo não necessariamente implica em isquemia da mão no caso de trombose ou exérese da artéria radial. Uma análise angiográfica de pacientes com cateter na artéria radial demonstrou trombose parcial ou total deste vaso em 76%, sem nenhuma apresentação clínica (MARTIN, 2001).

Surge então métodos mais objetivos para esta finalidade como a pletismografia e a ultrassonografia com Doppler. Na pletismografia as alterações no volume de fluxo são estimadas a partir da medida das alterações de pressão em determinado sítio (DUMANIAN, 1998; KOCHI, 1999; RUENGSAKULRACH, 2001; KOHONEN, 2007).

Jarvis *et al.*, em 2000, comparando o teste de Allen modificado com a análise por ultrassom Doppler, demonstraram que a medida em que aumenta o ponto de corte do tempo para que a mão retorne à coloração normal diminui a sensibilidade e aumenta a especificidade

do teste. Resultado anormal, portanto, seria um indicador para realização de outro teste não-invasivo (HABIB, 2012).

1.5 Ultrassonografia com Doppler

A ultrassonografia, permite a avaliação morfológica do vaso em uma, duas ou 3 dimensões sendo a bidimensional a mais rotineiramente utilizada. A ferramenta do Doppler no ultrassom permite o registro do padrão e intensidade de fluxo em determinado vaso sanguíneo com medidas acuradas do tempo da ocorrência do fluxo bem como sua velocidade, aceleração e débito (DUMANIAN, 1998; KOCHI, 1999; RUENGSAKULRACH, 2001; KOHONEN, 2007).

O efeito Doppler é uma alteração na frequência causada pelo movimento de uma fonte de onda receptora (transdutor do ultrassom, no caso) ou refletor. Se o refletor está se movendo em direção a fonte, o eco recebido tem uma frequência mais alta que ele teria experimentado sem o movimento. Inversamente, se o movimento está se afastando do eco recebido, tem uma frequência mais baixa. A intensidade do aumento ou diminuição da frequência depende da velocidade do movimento do refletor, do ângulo entre a direção da propagação do som e a direção do movimento e a frequência da onda emitida pela fonte. A alteração ou variação na frequência (diferença entre a frequência emitida e a recebida) causada pelo movimento refletor é chamada Frequência de desvio do Doppler. Para fluxos que se aproximam, o desvio do Doppler tem sinal positivo. O desvio Doppler é proporcional à velocidade do fluxo sanguíneo e pode também ser utilizado para detectar e apresentar o movimento do tecido miocárdico. Se a direção da propagação do som é paralela à direção do fluxo, o desvio Doppler máximo é obtido. Se há um ângulo entre estas duas direções o desvio Doppler será menor que a velocidade real e nenhuma velocidade será obtida quando o fluxo estiver perpendicular ao feixe do Doppler (LANG *et al*, 2016).

A ultrassonografia é componente integral na avaliação diagnóstica de doenças vasculares, sejam elas arteriais ou venosas. Combinada com a tecnologia duplex, é possível obter informações sobre o fluxo sanguíneo e a anatomia local. É um método não-invasivo e custo-efetivo, porém sua confiabilidade depende de múltiplos fatores, entre eles o

examinador. Características do fluxo sanguíneo, como sua velocidade e aceleração, podem ser obtidas por meio de várias técnicas, entre elas o Doppler colorido e o espectral.

O sistema duplex utiliza transdutores com cristais que tem a capacidade de converter atividade elétrica em energia mecânica, tornando-o capaz de produzir imagens devido à transmissão e recepção de sinais do ultrassom. O mapeamento arterial deve ser feito utilizando-se de transdutores lineares com frequências de 5 a 12 MHz.

O modo-B de imagem ultrassonográfica produz imagens numa escala de cinza que representa a amplitude e a posição do eco sonoro captado. Na avaliação das artérias, uma imagem mais fidedigna é obtida quando o transdutor é direcionado perpendicularmente à parede do vaso. Um ângulo de 90° é o melhor para medir o diâmetro do vaso e assim identificar espessamento das camadas medio-intimal e avaliar placas ateroscleróticas (RUTHERFORD, 2014).

A visualização do Doppler é feita de duas maneiras. Na primeira, a distribuição da velocidade de fluxo dentro de uma área definida é mostrada como um espectro de uma ou duas cores sobreposta à escala cinza do modo-B. Convencionou-se que o fluxo em direção ao transdutor é vermelho e em direção contrária, azul. Quanto maior a velocidade, mais clara a cor. Essa técnica é utilizada para avaliar presença de fluxo sanguíneo, sua direção e sua qualidade (RUTHERFORD, 2014).

Na outra maneira, chamada de doppler espectral, é medido uma região específica dentro de um campo de imagem para se obter a velocidade dentro dos vasos avaliados. Os ecos sonoros são processados em ondas de frequências diferentes que são distribuídas num gráfico. Esse sistema de processamento analisa as densidades de frequências, ou seja, o número de ondas apresentadas numa mesma frequência. Dessa forma, a velocidade do fluxo sanguíneo, medida em cm/s, é aferida quando o cursor está paralelo ao vaso. A convenção neste modo diz que o fluxo em direção ao transdutor é representado acima da linha de base, e o fluxo em direção contrária ficaria abaixo. Erros de mensuração são obtidos a depender da angulação do Doppler, principalmente se exceder 60° (RUTHERFORD, 2014). O fluxo de um vaso sanguíneo é facilmente medido pelo Doppler desde que haja factibilidade de acesso pelo transdutor de ultrassonografia.

1.5.1 Fluxo Sistólico e Fluxo Diastólico na Circulação Sistêmica e na Coronariana

A circulação sistêmica se refere ao transporte de sangue oxigenado do coração, especificamente do ventrículo esquerdo, para o restante do corpo. Nela, o fluxo sistólico é preponderante. O fluxo sanguíneo segue um gradiente pressórico decrescente das artérias para as veias, passando pelos capilares. A pressão se refere à força que o sangue exerce na parede dos vasos a medida que ele é movido. A velocidade de fluxo varia inversamente com o diâmetro do vaso e a resistência. Resistência é uma força que se opõe a movimentação de fluidos. Nos vasos sanguíneos, é relacionada diretamente ao diâmetro. Quanto maior o diâmetro, menor a resistência e maior o fluxo sanguíneo (HALL; GUYTON, 2017). Ao chegar nos capilares e passar para as veias, o gradiente pressórico é muito pequeno.

Já na circulação coronariana, a perfusão coronariana é mais intensa durante a diástole ventricular quando a microcirculação não está comprimida pela contração cardíaca. Na sístole, devido à contração do miocárdio, as coronárias são deformadas e têm o seu lúmen diminuído, o que aumenta a resistência e reduz o fluxo coronariano durante esse período. Nos vasos subendocárdicos também ocorre aumento da resistência, mas deve-se principalmente ao aumento da pressão intracavitária do ventrículo que comprime estes vasos. Durante a diástole, o fluxo ocorre mais intensamente, tanto nos vasos miocárdicos como nos subendocárdicos. O gradiente gerador de fluxo mais importante é a diferença entre a pressão diastólica da aorta e a pressão diastólica final do ventrículo esquerdo (BRAUNWALD, 2006; HALL; GUYTON, 2017).

O fluxo sanguíneo coronariano tem a capacidade de aumentar seu débito diastólico em resposta a uma maior demanda. Conceitua-se essa característica como reserva de fluxo coronariana (RFC). Isto ocorre de maneira fisiológica em atividades de esforço físico do dia-a-dia e pode ser calculado através de exames provocativos de estresse.

1.6 Aplicações Clínicas dos Princípios da Circulação Arterial

As aplicações clínicas dos princípios da circulação arterial se estendem em todas as especialidades medicocirúrgicas. O termo Competição de Fluxo tem sido utilizado principalmente em estudos sobre RM. A RM cirúrgica consiste em fazer um bypass da lesão

coronariana com enxerto arterial ou venoso para que receba fluxo sanguíneo adequado. A estenose resultante da presença da placa aterosclerótica produz uma resistência ao fluxo sanguíneo. A severidade da estenose é medida pelo cálculo da área de secção transversa do lúmen (BRAUNWALD, 2006). A isquemia miocárdica é consequência da obstrução arterial coronariana devido a um desequilíbrio existente entre a oferta e a demanda miocárdica por oxigênio (GERBER *et al*, 1999). Com a progressão das obstruções coronarianas, a insuficiência de fluxo sanguíneo deve ser revertida. Além da terapia medicamentosa, existe a revascularização coronária percutânea e a cirúrgica. Quando a isquemia miocárdica não é adequadamente resolvida, esta produz apoptose e morte celular, levando ao quadro clínico de infarto agudo do miocárdio (BOGAERT *et al*, 1999). No tratamento cirúrgico da Doença Arterial Coronariana (DAC), a competição de fluxo tem sido descrita quando a artéria coronária nativa apresenta um grau de obstrução não crítico. Dessa forma, a irrigação do miocárdio isquêmico terá fluxo proveniente tanto desta coronária nativa como do enxerto implantado *in situ* (PATERSON *et al*, 2017).

A coronária com estenose moderada persiste com seu fluxo após a revascularização. Isso ocorre porque o fluxo nativo coronariano não é modificado por esse grau de obstrução. O fluxo mantém-se estável em repouso até que a constrição atinja 85-90% do diâmetro normal do segmento arterial. Entretanto, ao contrário do fluxo de repouso, o fluxo sanguíneo coronariano hiperêmico máximo começa a decair quando o diâmetro da estenose excede 45-60%. A reserva de fluxo coronariano é abolida quando a estenose supera 90% (ROBBINS, 2010).

Essa competição entre as duas artérias irrigando a mesma região teria impacto negativo com a possibilidade de perda de patência do enxerto cirúrgico. Alguns estudos afirmam que a competição de fluxo entre o enxerto e a artéria nativa estenosada reduz o fluxo do enxerto, principalmente por conta da diminuição do fluxo diastólico sem diminuição do fluxo sistólico. Esse processo ocorre mais comumente em enxertos com ATIE (GLINEUR; HANET, 2012), já que artérias, diferentemente de veias, possuem mecanismo de autorregulação do seu lúmen em resposta a demanda do fluxo sanguíneo (SABIK; BLACKSTONE, 2008). A competição de fluxo, nesse contexto, é inversamente proporcional ao grau de estenose da artéria nativa (ZELAZNY, 2012), ocorrendo maior competição quando um enxerto é feito em vasos coronarianos com grau não severo de estenose, de 50-70%.

Maior competição de fluxo resulta em disfunção endotelial e falência subsequente do enxerto (DING, 2012). Apesar das artérias serem mais suscetíveis a essa situação de competição de fluxo do que as veias, a superioridade do enxerto arterial em termos de durabilidade supera esta observação fisiopatológica. Foi relatado risco de oclusão de um enxerto de ATIE para uma artéria coronária com estenose de 50% aproximadamente 4 vezes maior que para um vaso com uma oclusão total. Porém, como o risco de uma oclusão do enxerto de ATIE para uma artéria coronária completamente ocluída é muito baixo, mesmo um aumento de quatro vezes ainda é baixo, e a grande maioria dos enxertos de ATIE permanece patente. A taxa de perviabilidade do enxerto e a sobrevida do paciente em 10 anos excedem a dos enxertos venosos para todos esses vasos coronarianos, exceto enxertos para a artéria coronária direita (SABIK *et al*, 2015; SABIK *et al*, 2005; ROBINSON *et al*, 2016)

Existem controvérsias em relação ao caráter patológico da competição de fluxo. Há vários trabalhos que relatam a capacidade de latência da ATIE. O enxerto de ATIE não estaria ocluído, apesar de não apresentar fluxo em condições basais ou de repouso. O caráter de fluxo latente é comprovado com a demonstração do incremento significativo de seu fluxo diastólico em situações de maior demanda tanto agudas como crônicas. Agudamente a constatação pode ser observada medindo-se o fluxo diastólico do enxerto arterial em repouso durante testes provocativos através de estresse físico ou farmacológico (HARTMAN *et al*, 2007). Crônicas são as situações em que há grande incremento na medida do fluxo diastólico do enxerto de ATIE anos após a revascularização devido a ocorrência de progressão da lesão na coronária enxertada de moderada para severa. Singh, em 1984, denominou a ATIE como um conduto “vivo” na RM. Em 1986, descrevia sua capacidade adaptativa fisiológica, uma das razões de seu sucesso como enxerto (SINGH, 1984, 1986). Ela pode ficar latente, quando a necessidade de fluxo sanguíneo é pequena e pode incrementar seu fluxo várias vezes a partir do débito basal quando a demanda está aumentada (WENDLER *et al*, 1999; MARKWITH *et al*, 2001). A compreensão da anatomofisiopatologia da circulação arterial é de suma importância em toda situação médica onde se pensa em isquemia e alternativas de revascularização percutânea ou cirúrgica. Daí a contribuição deste trabalho. A inspiração veio da cirurgia cardíaca, porém poderia ter surgido tanto da neurologia, cirurgia vascular ou em outras especialidades.

Hoje a revascularização do miocárdio é programada inteiramente diferente de anos atrás quando se baseava somente em resolver as obstruções anatômicas. O cirurgião cardíaco

moderno deve ter profundo conhecimento da fisiologia do fluxo coronariano, pois a programação da operação é, atualmente, uma decisão clínicocirúrgica. A revascularização completa não é mais baseada somente na quantidade de lesões coronárias, e sim, na revascularização funcional. O conceito de revascularização funcional originou-se nos novos princípios da cardiologia baseada em evidências. As lesões coronárias são avaliadas funcionalmente. É necessário, em lesões coronarianas, a confirmação e quantificação de isquemia, ratificando a necessidade de intervenção além do tratamento clínico. É também necessário evidências de isquemia em lesões críticas, mas que recebem boas colaterais. Nesse processo científico evolutivo surgiram esses conceitos como de competição e roubo de fluxo coronariano. É imprescindível também avaliar de forma criteriosa pacientes revascularizados com ATIE quando anastomosada a AIA com lesão não severa. Pacientes com estas características de configuração de enxerto podem ser rotulados da hipótese diagnóstica da presença de competição de fluxo deletérea. Isso tem implicação direta na decisão clínico-cirúrgica de ser necessária uma segunda operação ou não. Reforça-se portanto a importância da compreensão da situação de competição de fluxo.

1.7 Relevância e Justificativa

A competição de fluxo é condição dinâmica, relativa e, de certa forma, inevitável. Mostra-se como fenômeno passível de ocorrer dentro de certos sítios do sistema arterial humano, no entanto, a avaliação de sua presença em situações fisiológicas é um campo de estudo a ser explorado. Estudos com análise angiográfica precoce pós-RM demonstraram a presença de competição de fluxo em situações de enxerto composto e anastomoses sequenciais e sua subsequente associação com oclusão do enxerto. Porém, o achado isolado de competição de fluxo não é preditor de eventos clínicos (PATERSON, 2017). Daí parte a idéia do presente estudo em demonstrar a presença natural e fisiológica de competição de fluxo no sistema circulatório arterial do ser humano.

A avaliação da circulação da mão em indivíduos saudáveis, com uso do teste de Allen modificado e a dopplerfluxometria, mostra-se como abordagem de relevância do ponto de vista fisiológico e clínico. Clinicamente, ao ilustrar a dominância vascular fisiológica da mão, o estudo contribui na avaliação do impacto de procedimentos sobre as artérias radial e/ou

ulnar na perfusão do arco palmar arterial. Na prática médica, procedimentos envolvendo a manipulação da artéria radial são frequentes: punção para coleta de sangue, canulação para monitorização da pressão arterial sistêmica em cirurgias de grande porte ou ambientes de terapia intensiva, e até sua exérese, para uso como enxerto em bypass coronariano (DUMANIAN, 1998; HAERLE, 2003; KOHONEN, 2007).

A opção de estudar a circulação do arco palmar foi devido ao acesso fácil de ambas as artérias. A compreensão do que ocorre na circulação da mão, nessa interrupção não patológica, pode ser aproveitada em configurações circulatórias semelhantes. Fisiologicamente, será estudada a dinâmica de uma circulação proveniente de duas artérias distintas, para um mesmo sítio. A proposta é a análise da competição de fluxo na circulação arterial humana, portanto fisiológica, e como esse fenômeno ocorre. O estudo busca demonstrar a existência de competição de fluxo na circulação fisiológica e se há prejuízo nas regiões irrigadas pelas duas artérias. É relevante a necessidade de uma conceituação funcional do sistema circulatório arterial mais completa e concisa, agregando novas evidências aos princípios esquecidos. Acreditamos que o entendimento do sistema circulatório hoje tem importância crucial no complexo processo de tomada de decisão clínica, tanto na DAC como na revascularização em outras áreas.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Principal

Obter informações sobre a competição de fluxo fisiológica na circulação arterial, usando como modelo a circulação do arco palmar.

2.2 Objetivos Específicos

1. Avaliar a velocidade de pico sistólico e velocidade diastólica final da artéria radial em repouso e durante compressão da artéria ulnar.
2. Avaliar a velocidade de pico sistólico e velocidade diastólica final da artéria ulnar em repouso e durante compressão da artéria radial.
3. Avaliar a velocidade diastólica final da artéria ulnar em repouso e durante compressão da artéria radial.
4. Contribuir no conhecimento da circulação arterial e da competição de fluxo do arco palmar.
5. Caracterizar a circulação arterial fisiológica do arco palmar.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Desenho do estudo

Trata-se de um estudo de intervenção em uma única coorte, não controlado, do tipo antes e depois, com a finalidade de avaliar os parâmetros fluxométricos nas artérias radial e ulnar antes e após a oclusão da artéria ulnar e radial, respectivamente, possibilitando por conseguinte, uma análise da competição de fluxo na circulação da mão.

3.2 Local do estudo

Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará.

3.3 Participantes:

A população alvo do estudo é de indivíduos jovens de ambos os sexos. Foram recrutados indivíduos presentes no Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará. Após análise dos critérios de inclusão e exclusão, vinte e três voluntários fizeram parte do estudo.

3.3.1. Critérios de inclusão

Indivíduos de ambos os sexos entre 20 e 30 anos, sem comorbidades cardiovasculares conforme anamnese e dispostos a participar voluntariamente do estudo.

3.3.2. Critérios de exclusão

- Idade menor que vinte ou maior que trinta anos;
- Consumo de cafeína ou tabagismo ou qualquer medicamento três horas antes do exame;
- Conhecimento de alguma patologia circulatória arterial, vasculite, diabetes melitus e hipertensão arterial sistêmica;

- Realização prévia de procedimentos cirúrgicos nos membros superiores;
- Trauma prévio nos membros superiores;
- Ter sido realizada coleta de sangue para gasometria arterial em extremidade do membro superior.

3.4 Protocolo do Estudo

O trabalho foi submetido à análise e consequente aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa. Indivíduos presentes no Departamento de Cirurgia da Universidade Federal do Ceará foram abordados e questionados sobre a possibilidade de participação no estudo. Os voluntários receberam explicações sobre o estudo antes de assinarem o termo de consentimento livre e esclarecido e responderam a um questionário para identificar critérios de exclusão.

Os participantes que apresentaram elegibilidade se apresentaram a uma sala de aula do Departamento de Cirurgia para serem submetidos ao exame ultrassonográfico dos membros superiores.

Inicialmente foi realizado o teste de Allen modificado para avaliar clinicamente a presença do arco palmar. Foi solicitado que o voluntário fechasse seu punho posicionado ao nível do coração, por trinta segundos, enquanto ambas radial e ulnar eram comprimidas pelos dedos do examinador até ser observado palidez na mão. A extensão foi evitada. Então foi liberado a pressão oclusiva na artéria ulnar e observado alteração na coloração da mão num intervalo de seis segundos. O teste era considerado negativo quando dentro desse intervalo de tempo a coloração da mão retornava ao estado anterior a compressão arterial, e indica fluxo sanguíneo adequado pela artéria ulnar e pelo arco palmar. Após realizado teste de Allen, pacientes com teste negativo prosseguiram para a etapa seguinte do estudo.

Antes do início da aferição dos parâmetros das artérias radial e ulnar, o exame ultrassonográfico do antebraço e mão foi realizado para possível exclusão de pacientes que apresentassem alteração anatômica, hipoplasia do arco palmar, calcificações ou bifurcação da artéria radial. Toda avaliação ultrassonográfica foi realizada com o paciente em posição sentada.

Com o membro esquerdo relaxado na altura do coração, o examinador aferiu, colocando o transdutor 1cm acima do nível do punho a 90°, os seguintes parâmetros nessa ordem: diâmetro da artéria radial, velocidade de pico sistólico (VPS) da artéria radial em repouso, velocidade diastólica final (VDf) da artéria radial em repouso, resistência, diâmetro da artéria ulnar, VPS da artéria ulnar em repouso, VDf da artéria ulnar em repouso, resistência. Em seguida obteve-se os valores da VPS, VDf e resistência da artéria radial com a compressão simultânea manual da artéria ulnar. Após um minuto de descanso, foram obtidos valores de VPS, VDf e resistência da artéria ulnar com a compressão simultânea manual da artéria radial. Finalmente, o mesmo processo foi repetido no membro direito de todos os participantes.

Foi utilizado transdutor linear de aparelho de ultrassonografia modelo Terason Portable Ultrasound t3000 por um operador único, experiente e certificado. Todos os dados e imagens foram salvos para análise posterior.

3.5 Análise estatística

Os dados correspondem a média e desvio padrão das medições efetuadas nos 23 voluntários. Os parâmetros fluxométricos, por se tratarem de variáveis contínuas, foram inicialmente analisados pelo teste de Kolmogorov-Smirnov para verificar a normalidade da distribuição. Como tal requisito foi observado na maioria dos casos, então, para a estatística descritiva, calcularam-se a média e o desvio padrão, assim como foram empregados métodos paramétricos para a estatística analítica.

Um modelo de análise de variância para dois fatores de classificação com medidas repetidas foi usado para avaliar o efeito da compressão da artéria ulnar ou radial (fator 1: com e sem compressão) e da dominância unilateral do membro (fator 2: membro dominante ou não dominante) nos parâmetros fluxométricos da artéria radial ou ulnar, complementada pelo teste de comparações múltiplas de Bonferroni, para verificar diferenças entre os momentos antes e após a compressão da artéria, bem como entre os membros dominante e não dominante.

Comparações entre os membros dominante e não dominante em relação à variação dos parâmetros fluxométricos mensurados nas artérias radial e ulnar, definida como a diferença entre as medidas dos parâmetros verificadas após a compressão e antes da compressão da

artéria ulnar e radial, respectivamente, foram feitas mediante o uso do teste t para variáveis não emparelhadas. Para realizar as mesmas comparações, considerando o ajuste para covariáveis que podem influenciar na variação dos parâmetros fluxométricos, utilizou-se a análise de covariância (ANCOVA) complementada pelo teste de comparações múltiplas de Bonferroni, tomando-se a dominância unilateral do membro como efeito principal e como covariável as medidas dos diâmetros das artérias radial ou ulnar. Além da significância estatística, determinaram-se, ainda, a diferença de médias e seu respectivo intervalo de confiança de 95%.

Variáveis categóricas, por sua vez, foram expressas como frequência absoluta e relativa enquanto as variáveis ordinais foram expressas como mediana e intervalo interquartil.

Em todas as análises, empregaram-se testes bicaudais, estabelecendo-se o nível de significância em 0,05 (5%), considerando-se, por conseguinte, como estatisticamente significativo um valor P menor que 0,05. Os *softwares* GraphPad Prism versão 8.0 (GraphPad Software, SanDiego, California, USA) e IBM SPSS Statistics versão 23.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) foram utilizados para a realização dos procedimentos estatísticos. O primeiro *software* também foi usado para a elaboração dos gráficos

4 RESULTADOS

4.1 Perfil dos participantes

Todos os vinte e três voluntários obedeciam aos critérios de inclusão e não tinham nenhum critério para exclusão. Houve uma predominância de participantes do sexo masculino e destros. (Tabela 1).

Tabela 1 – Características dos participantes do estudo.

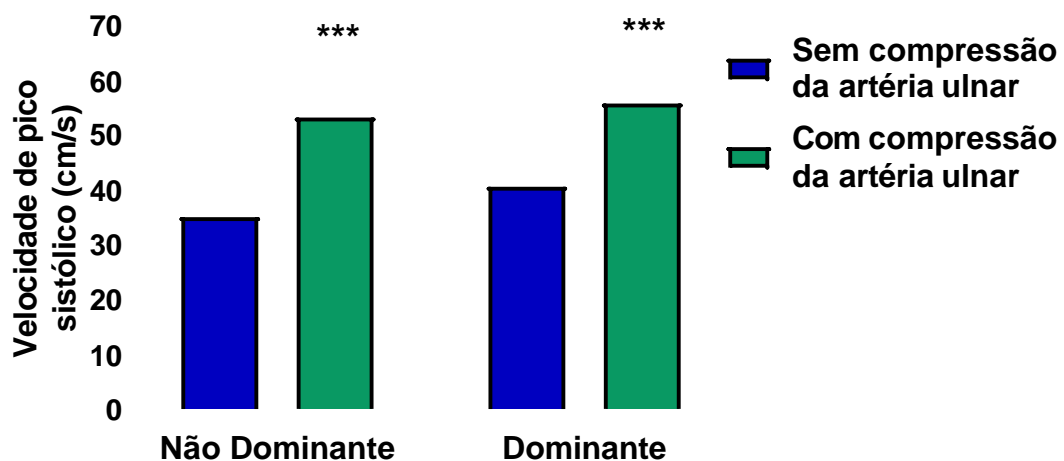
Características dos participantes	
Número de participantes	23
Idade (anos): média \pm desvio padrão	24,22 \pm 4,10
Gênero	
Masculino	16 (69,57%)
Feminino	7 (30,43%)
Membro dominante	
Direito	21 (91,30%)
Esquerdo	2 (8,70%)

4.2 Análise dos parâmetros fluxométricos na artéria radial antes e após a compressão da artéria ulnar

A análise de variância para dois fatores de classificação foi usada para avaliar o efeito da compressão da artéria ulnar e da dominância unilateral na VPS, na VDf e na resistência da artéria radial, complementada pelo teste de comparações múltiplas de Bonferroni, para verificar diferenças entre os momentos antes e após a compressão da artéria ulnar, bem como entre os membros dominante e não dominante.

Constatou-se que, tanto no membro dominante como no não dominante, a VPS na artéria radial mensurada após a compressão da artéria ulnar foi significativamente maior ($P < 0,0001$) que a verificada antes da compressão (Figura 1). O valor médio da VPS da artéria radial dos participantes passou de 34,96 cm/s para 53,10 cm/s no membro não-dominante e de 40,50 cm/s no membro dominante em repouso para 55,70 cm/s com a compressão da artéria ulnar. Todavia, não houve diferença estatisticamente significativa entre os membros dominante e não dominante seja antes ou após a compressão da artéria ulnar (Tabela 2).

Figura 1 – Avaliação da velocidade de pico sistólico na artéria radial do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria ulnar.



O símbolo ***($P < 0,0001$) denota diferenças estatisticamente significantes em relação ao momento antes da compressão da artéria ulnar no mesmo membro.

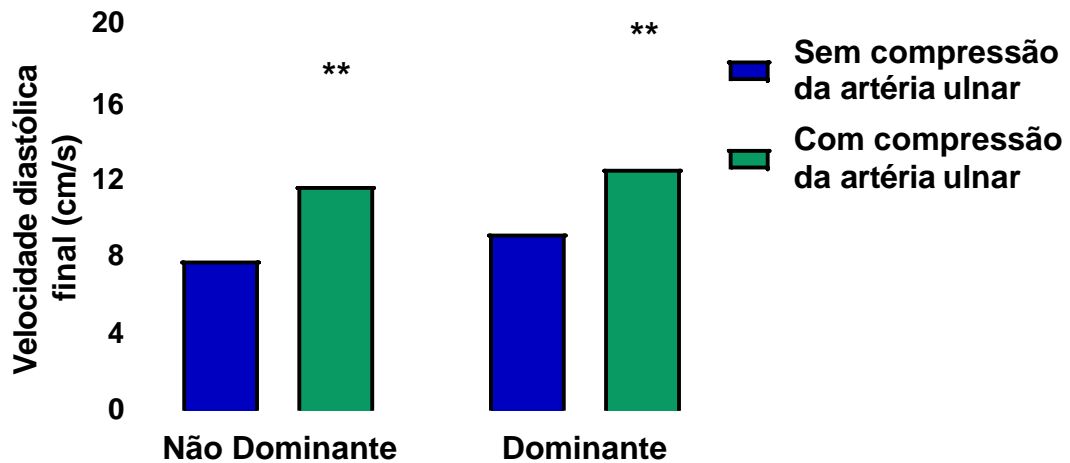
Tabela 2 – Avaliação da velocidade de pico sistólico na artéria radial do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria ulnar.

Dominância	Sem compressão Média ± DP	Com compressão Média ± DP	Diferença de médias	IC 95% da diferença	Significância*
Não dominante	34,96 ± 9,38	53,10 ± 13,65	18,14	13,16 a 23,11	P < 0,0001
Dominante	40,50 ± 9,77	55,70 ± 11,82	15,20	10,23 a 20,18	P < 0,0001
Diferença de médias	5,54	2,60			
IC 95% da diferença	-2,05 a 13,13	-4,98 a 10,20			
Significância*	P = 0,1991	P = 0,8703			

DP: desvio padrão; IC 95%: intervalo de confiança de 95% da diferença de médias; *Teste de comparações múltiplas de Bonferroni.

Similarmente, constatou-se que a VDf na artéria radial mensurada após a compressão da artéria ulnar foi significativamente maior que a verificada antes da compressão tanto no membro dominante ($P=0,0046$) como no não dominante ($P=0,0012$) (Figura 2). A VDf média dos participantes passou de 7,83 cm/s em repouso para 11,70 cm/s com compressão da artéria ulnar no membro não dominante e 9,23 cm/s para 12,61 cm/s no membro dominante. Todavia, não houve diferença estatisticamente significativa entre os membros dominante e não dominante seja antes ou após a compressão da artéria ulnar (Tabela 3).

Figura 2 – Avaliação da velocidade diastólica final na artéria radial do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria ulnar.



O símbolo **($P<0,01$) denota diferenças estatisticamente significantes em relação ao momento antes da compressão da artéria ulnar no mesmo membro.

Tabela 3 – Avaliação da velocidade diastólica final na artéria radial do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria ulnar.

Dominância	Sem compressão Média ± DP	Com compressão Média ± DP	Diferença de médias	IC 95% da diferença	Significância*
Não dominante	7,83 ± 2,95	11,70 ± 5,47	3,87	1,45 a 6,30	P = 0,0012
Dominante	9,23 ± 4,06	12,61 ± 6,70	3,38	0,96 a 5,81	P = 0,0046
Diferença de médias	1,40	0,91			
IC 95% da diferença	-1,97 a 4,76	-2,46 a 4,27			
Significância*	P = 0,6947	P = 0,9999			

DP: desvio padrão; IC 95%: intervalo de confiança de 95% da diferença de médias; *Teste de comparações múltiplas de Bonferroni.

Não foram constatadas diferenças estatisticamente significantes entre os momentos antes e após a compressão da artéria ulnar em relação às medidas da resistência na artéria radial tanto no membro dominante como no não dominante (Figura 3). Igualmente, não houve diferenças estatisticamente significantes entre os membros dominante e não dominante em relação às medidas da resistência na artéria radial seja antes ou após a compressão da artéria ulnar (Tabela 4).

Figura 3 – Avaliação da resistência na artéria radial do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria ulnar.

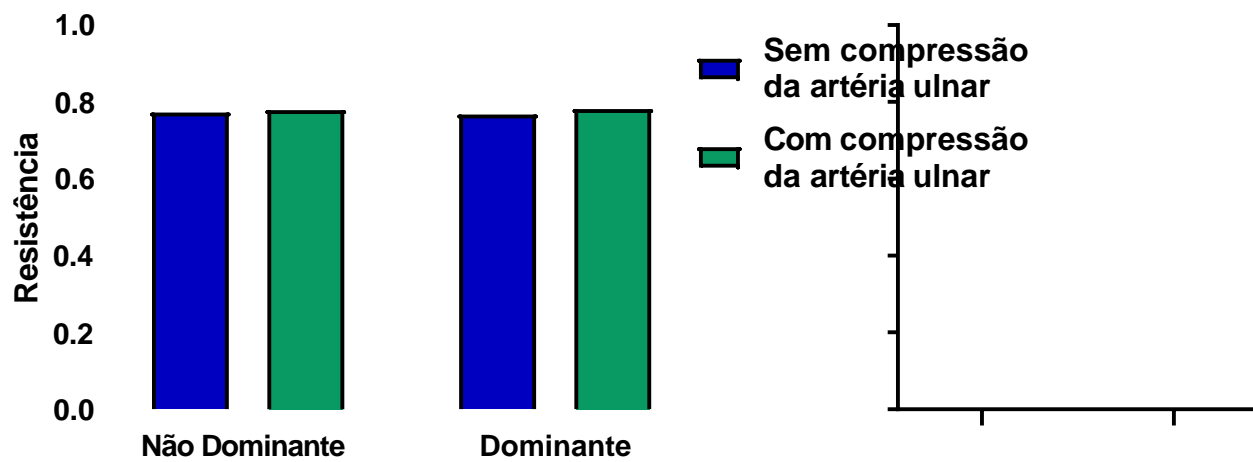


Tabela 4 – Avaliação da resistência na artéria radial do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria ulnar.

Dominância	Sem compressão Média ± DP	Com compressão Média ± DP	Diferença de médias	IC 95% da diferença	Significância*
Não dominante	0,77 ± 0,08	0,78 ± 0,08	0,01	-0,03 a 0,04	P = 0,9999
Dominante	0,77 ± 0,07	0,78 ± 0,09	0,01	-0,02 a 0,05	P = 0,7362
Diferença de médias	0,00	0,00			
IC 95% da diferença	-0,06 a 0,05	-0,05 a 0,06			
Significância*	P = 0,9999	P = 0,9999			

DP: desvio padrão; IC 95%: intervalo de confiança de 95% da diferença de médias; *Teste de comparações múltiplas de Bonferroni.

Não foram constatadas diferenças estatisticamente significantes entre os membros dominante e não dominante em relação à variação dos parâmetros fluxométricos medidos na artéria radial, ainda que seja realizado o controle para a influência das medidas do diâmetro da artéria (Tabela 5). O teste t para variáveis não emparelhadas foi usado para comparar os membros dominante e não dominante em relação à variação de cada parâmetro fluxométrico, sem considerar o ajuste para covariáveis. Para comparar os membros dominante e não dominante em relação à variação dos parâmetros fluxométricos na artéria radial, considerando o ajuste para o diâmetro da artéria, utilizou-se a análise de covariância (ANCOVA) complementada pelo teste de comparações múltiplas de Bonferroni, tomando-se como covariável a medida do diâmetro da artéria.

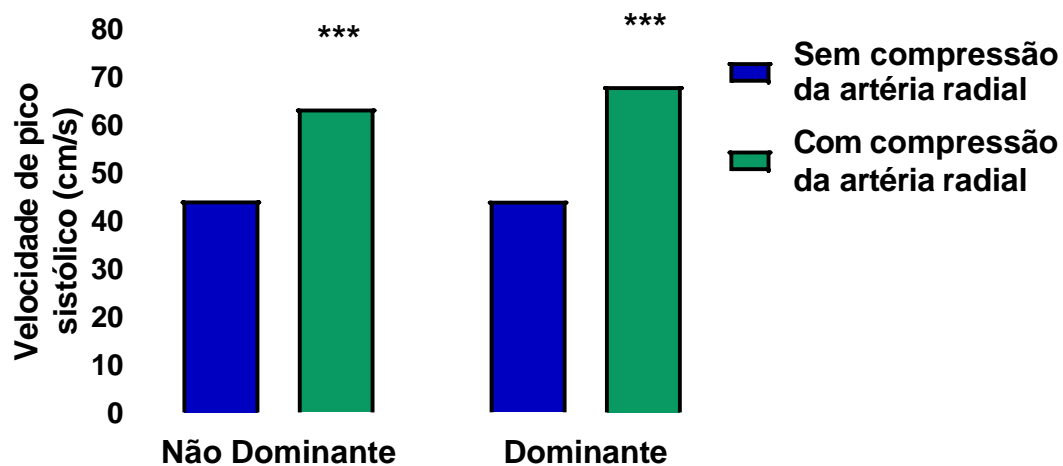
Tabela 5 – Variação dos parâmetros fluxométricos na artéria radial nos membros dominante e não dominante, definida como a diferença entre a medida do parâmetro verificada após a compressão e antes da compressão da artéria ulnar.

Médias não ajustadas					
Variação dos parâmetros fluxométricos	Não dominante Média ± DP	Dominante Média ± DP	Diferença de médias	IC 95% da diferença	Significância ¹
Velocidade de pico sistólico (cm/s)	18,13 ± 11,97	15,20 ± 8,23	-2,93	-9,04 a 3,18	P = 0,3387
Velocidade diastólica final (cm/s)	3,87 ± 4,45	3,38 ± 5,52	-0,49	-3,47 a 2,49	P = 0,7437
Resistência	0,01 ± 0,07	0,01 ± 0,08	0,00	-0,04 a 0,05	P = 0,7328
Médias ajustadas tomando-se o diâmetro da artéria como covariável					
Variação dos parâmetros fluxométricos	Não dominante Média (IC 95%)	Dominante Média (IC 95%)	Diferença de médias	IC 95% da diferença	Significância ²
Velocidade de pico sistólico (cm/s)	18,02 (13,79 a 22,25)	15,32 (11,09 a 19,55)	-2,70	-8,68 a 3,28	P = 0,3679
Velocidade diastólica final (cm/s)	3,89 (1,76 a 6,02)	3,37 (1,24 a 5,49)	-0,52	-3,53 a 2,49	P = 0,7276
Resistência	0,01 (-0,03 a 0,04)	0,02 (-0,02 a 0,05)	0,01	-0,03 a 0,05	P = 0,6808

4.3 Análise dos parâmetros fluxométricos na artéria ulnar antes e após a compressão da artéria radial

Houve aumento estatisticamente significativo ($P < 0,0001$) da VPS na artéria ulnar com e sem compressão da artéria radial em ambos membros (Figura 4). A VPS da artéria ulnar dos participantes teve uma variação de 19,16 cm/s e 23,82 cm/s no membro não dominante e dominante respectivamente.

Figura 4 – Avaliação da velocidade de pico sistólico na artéria ulnar do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria radial.



O símbolo ***($P < 0,0001$) denota diferenças estatisticamente significantes em relação ao momento antes da compressão da artéria radial no mesmo membro.

Constatou-se que, tanto no membro dominante como no não dominante, a velocidade de pico sistólico na artéria ulnar mensurada após a compressão da artéria radial foi significativamente maior ($P < 0,0001$) que a verificada antes da compressão. Todavia, não houve diferença estatisticamente significativa entre os membros dominante e não dominante seja antes ou após a compressão da artéria radial (Tabela 6).

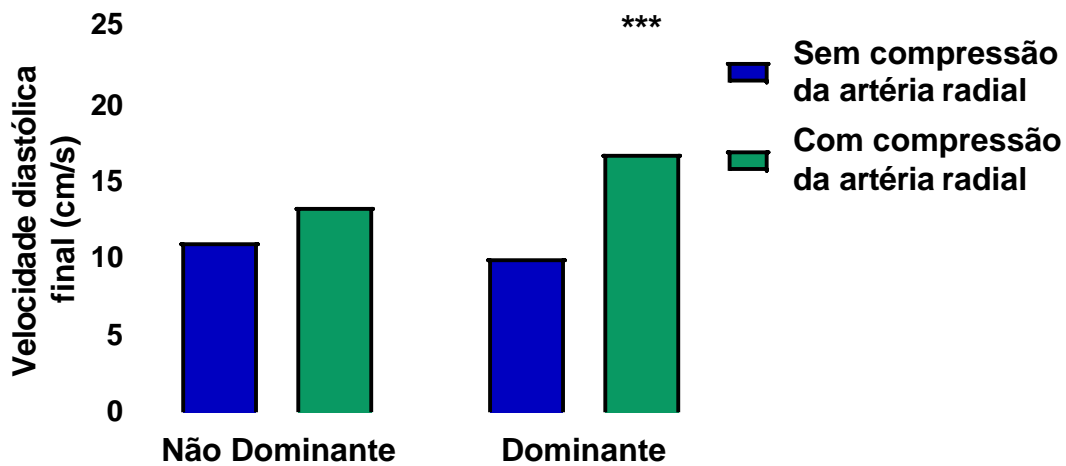
Tabela 6 – Avaliação da velocidade de pico sistólico na artéria ulnar do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria radial.

Dominância	Sem compressão Média ± DP	Com compressão Média ± DP	Diferença de médias	IC 95% da diferença	Significância*
Não dominante	44,15 ± 13,09	63,31 ± 13,57	19,16	11,99 a 26,33	P < 0,0001
Dominante	44,12 ± 11,22	67,94 ± 11,42	23,82	16,65 a 30,99	P < 0,0001
Diferença de médias	-0,03	4,63			
IC 95% da diferença	-8,35 a 8,29	-3,69 a 12,95			
Significância*	P = 0,9999	P = 0,4152			

DP: desvio padrão; IC 95%: intervalo de confiança de 95% da diferença de médias; *Teste de comparações múltiplas de Bonferroni.

A Vdf da artéria ulnar teve variação significativa ($P=0,0001$) após a compressão da artéria radial no membro dominante porém não foi significativa no membro não dominante. (Figura 5). A Vdf média dos participantes variou de 10,04 cm/s para 16,82 cm/s ($P = 0,0001$) no membro dominante e 11,07 cm/s para 13,37 cm/s ($P = 0,2783$) no membro não dominante.

Figura 5 – Avaliação da velocidade diastólica final na artéria ulnar do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria radial.



O símbolo ***($P=0,0001$) denota diferença estatisticamente significativa em relação ao momento antes da compressão da artéria radial no mesmo membro.

Constatou-se que, no membro dominante, a velocidade diastólica final na artéria ulnar mensurada após a compressão da artéria radial foi significativamente maior que a verificada antes da compressão ($P=0,0001$). Todavia, no membro não dominante, não houve diferença estatisticamente significativa entre os momentos antes e após a compressão da artéria radial. Igualmente, não foi constatada diferença estatisticamente significativa entre os membros dominante e não dominante seja antes ou após a compressão da artéria radial (Tabela 7).

Tabela 7 – Avaliação da velocidade diastólica final na artéria ulnar do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria radial.

Dominância	Sem compressão Média ± DP	Com compressão Média ± DP	Diferença de médias	IC 95% da diferença	Significância*
Não dominante	11,07 ± 6,24	13,37 ± 8,28	2,30	-1,25 a 5,85	P = 0,2783
Dominante	10,04 ± 4,99	16,82 ± 7,85	6,78	3,23 a 10,33	P = 0,0001
Diferença de médias	-1,03	3,45			
IC 95% da diferença	-5,71 a 3,66	-1,24 a 8,13			
Significância*	P = 0,9999	P = 0,1935			

DP: desvio padrão; IC 95%: intervalo de confiança de 95% da diferença de médias; *Teste de comparações múltiplas de Bonferroni.

Similarmente como na artéria radial, não foram constatadas diferenças estatisticamente significantes entre os momentos antes e após a compressão da artéria radial em relação às medidas da resistência na artéria ulnar tanto no membro dominante como no não dominante (Figura 6). Igualmente, não houve diferenças estatisticamente significantes entre os membros dominante e não dominante em relação às medidas da resistência na artéria ulnar seja antes ou após a compressão da artéria radial (Tabela 8).

Figura 6 – Avaliação da resistência na artéria ulnar do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria radial.

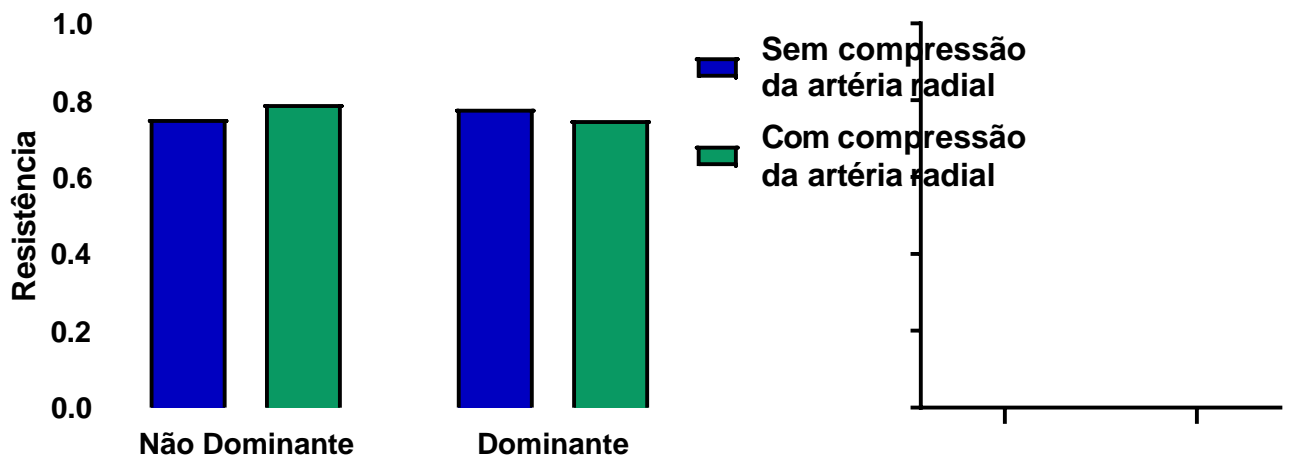


Tabela 8 – Avaliação da resistência na artéria ulnar do membro dominante e do membro não dominante antes e após a compressão da artéria radial.

Dominância	Sem compressão Média ± DP	Com compressão Média ± DP	Diferença de médias	IC 95% da diferença	Significância*
Não dominante	0,75 ± 0,08	0,79 ± 0,09	0,04	0,00 a 0,08	P = 0,0609
Dominante	0,78 ± 0,07	0,75 ± 0,12	-0,03	-0,07 a 0,01	P = 0,1988
Diferença de médias	0,03	-0,04			
IC 95% da diferença	-0,03 a 0,09	-0,10 a 0,02			
Significância*	P = 0,6535	P = 0,2563			

DP: desvio padrão; IC 95%: intervalo de confiança de 95% da diferença de médias; *Teste de comparações múltiplas de Bonferroni.

Constatou-se que as VDF mensuradas na artéria ulnar do membro dominante foram significativamente maiores que as verificadas no membro não dominante. Ademais, tais achados não sofreram influência do diâmetro da artéria, uma vez que permaneceram após o ajuste para essa covariável. (Tabela 9).

Tabela 9 – Variação dos parâmetros fluxométricos na artéria ulnar nos membros dominante e não dominante, definida como a diferença entre a medida do parâmetro verificada após a compressão e antes da compressão da artéria radial.

Médias não ajustadas					
Varição dos parâmetros fluxométricos	Não dominante Média ± DP	Dominante Média ± DP	Diferença de médias	IC 95% da diferença	Significância ¹
Velocidade de pico sistólico (cm/s)	19,16 ± 16,17	23,82 ± 13,33	4,66	-4,15 a 13,47	P = 0,2919
Velocidade diastólica final (cm/s)	2,30 ± 7,68	6,78 ± 6,98	4,48	0,12 a 8,83	P = 0,0444
Resistência	0,04 ± 0,07	-0,03 ± 0,09	-0,07	-0,12 a -0,02	P = 0,0082
Médias ajustadas tomando-se o diâmetro da artéria como covariável					
Varição dos parâmetros fluxométricos	Não dominante Média (IC 95%)	Dominante Média (IC 95%)	Diferença de médias	IC 95% da diferença	Significância ²
Velocidade de pico sistólico (cm/s)	19,05 (12,95 a 25,15)	23,93 (17,83 a 30,03)	4,88	-13,51 a 3,75	P = 0,2606
Velocidade diastólica final (cm/s)	2,27 (-0,81 a 5,35)	6,81 (3,73 a 9,89)	4,54	0,19 a 8,90	P = 0,0413
Resistência	0,04 (0,00 a 0,07)	-0,03 (-0,06 a 0,01)	-0,07	-0,12 a -0,02	P = 0,0090

DP: desvio padrão; IC 95%: intervalo de confiança de 95% da diferença de médias; ¹Teste *t* para variáveis não emparelhadas; ²Teste de comparações múltiplas de Bonferroni.

5 DISCUSSÃO

A hipótese que inspirou este trabalho foi que a competição de fluxo no sistema arterial é fisiológica. Nos resultados, foi observado um incremento do fluxo da artéria radial quando o fluxo da artéria ulnar foi ocluída. Por outro lado, quando o fluxo da artéria radial foi ocluído, houve também um fluxo compensatório pela artéria ulnar.

Os resultados deste estudo reforçam características anatomofuncionais do sistema circulatório arterial que permitem sugerir que duas artérias podem irrigar mesmo órgão sem competição deletéria, podendo até apresentar certa cooperação de fluxo. Vale ressaltar ainda que o endotélio arterial não possui valvas e é secretor de vasodilatadores e antioxidantes. Essas peculiaridades favorecem sua perviedade luminal nas configurações em que há uma demanda dividida.

Dessa forma, a observação de competição de fluxo em uma eventual revascularização arterial de qualquer estrutura anatômica, como por exemplo uma CRM, não pode ser definida necessariamente como condição patológica.

Dados na literatura sobre morfologia e fluxometria das artérias do antebraço são escassos. Huzjan *et al.*, em 2004, analisaram com duplex scan as artérias radial e ulnar em 127 indivíduos, porém com média de idade de 63 anos, sendo 57% hipertensos e 25% dislipidêmicos. Isso é importante, pois Dumanian *et al.*, em 1998, avaliaram o volume do pulso dos dedos e encontrou que com o aumento da idade há menor variabilidade do fluxo das artérias radial e ulnar.

Já Kaplanoglu, em 2016, estudou apenas a morfologia do arco palmar em indivíduos sem comorbidades, utilizando como instrumento a angiotomografia. Aqui, é apresentado análise doppler em pacientes jovens, sem comorbidades e sem traumas prévios, podendo ser utilizado como referência para futuros estudos comparativos sobre o fluxo arterial da mão.

Tian *et al.*, em 2015, demonstraram previamente que o fluxo da artéria radial aumenta significativamente com a compressão da artéria ulnar. Em seu trabalho, porém, a análise dopplerfluxométrica não foi registrada em todos os pacientes, e a população utilizada apresentava critérios de exclusão quando comparada ao presente estudo: comorbidades e canulação da artéria radial.

No estudo de Royse *et al.* em 2008, foi demonstrado de forma indireta a presença de competição de fluxo na circulação para a mão. Após a exérese da artéria radial, a artéria ulnar apresentou aumento de diâmetro e de fluxo. Dessa forma, o fluxo sanguíneo máximo para a mão se manteve por um período estudado de 8 anos.

Gaudino *et al.* também apresentaram, em 2005, um estudo que associou a retirada da artéria radial com um aumento de fluxo na ulnar por um período de dez anos, porém correlacionou este incremento com uma progressão de doença aterosclerótica. Um dos mecanismos possíveis seria o aumento do fluxo turbulento com o aumento da velocidade de fluxo.

Lohr *et al.* estudaram, em 1999, 27 pacientes no contexto perioperatório de exérese da artéria radial para RM. Eles avaliaram mudanças na velocidade da artéria ulnar e do arco palmar. Foi encontrado que os valores de velocidade de pico sistólico na ulnar aumentaram significativamente e no arco permaneceram semelhantes. Novamente, uma demonstração indireta de que enquanto artéria radial e ulnar estão presente ambas apresentam fluxo menor que quando analisadas isoladamente.

Limitações deste estudo incluem a amostragem não randomizada, evidente pela predominância do sexo masculino, e o número de participantes. Outra limitação é devido ao fato do ultrassom ser examinador dependente e apresentar variabilidade técnica. Foi tentado diminuir isto utilizando apenas um examinador experiente, seguindo rigorosamente a metodologia descrita.

Um olhar baseado nos resultados deste trabalho sugere que competição de fluxo pode coexistir sem levar a obstrução de enxertos arteriais. No arco palmar, artéria radial e artéria ulnar levam sangue para a mesma região. No miocárdio, AIA e ATIE levam sangue também para o mesmo segmento do coração. Os achados do presente estudo corroboram essa possibilidade de que na circulação arterial pode haver uma competição de fluxo com um caráter de cooperação. As artérias radial e ulnar não sofrem oclusão por competirem fisiologicamente na irrigação da mão. Assim, seria possível transportar as conclusões do modelo escolhido neste estudo para contribuição na área da fisiologia do sistema circulatório arterial e suas aplicações na prática médica.

5.1 Considerações finais

Este modelo de estudo da circulação do arco palmar serve para ratificar os conceitos propostos acerca do sistema circulatório arterial humano, ou seja, de que este é distributivo, fechado, pressórico, de demanda, competitivo e eventualmente bidirecional.

Tem-se a oportunidade de, com este modelo, prosseguir com outros trabalhos que analisem a circulação arterial da mão também em outras situações de estresse, como por manobra de esforço ativa (handgrip) ou por mecanismo farmacológico.

6 CONCLUSÃO

Foi demonstrado que no arco palmar, artéria radial e artéria ulnar apresentaram, com a compressão de uma, incremento significativo do fluxo sanguíneo da outra. Assim, fica demonstrado a possibilidade de competição de fluxo fisiológica e não-deletéria na circulação arterial da mão.

Esse achado, do ponto de vista anatomofisiológico, sugere que a competição de fluxo tem um caráter de cooperação na circulação arterial.

REFERÊNCIAS

ACINAPURA, A. J. *et. al.* Internal mammary artery bypass: thirteen years of experience. Influence of angina and survival in 5, 125 patients. **J Cardiovasc Surg**, v. 33, p. 554-559, 1992.

ALLEN, E V. Thromboangiitis obliterans: methods of diagnosis of chronic occlusive arterial lesions distal to the wrist with illustrative cases. **Am J Med Sci**, v. 178, n. 1, p. 237-244, 1929.

BARNER, H. B.; STANDEVEN, J. W.; REESE, J. Twelve-year experience with internal mammary artery for coronary artery bypass. **J Thorac Cardiovasc Surg**, v. 90, p. 668-675, 1985.

BRUNTON, L. L; CHABNER, B. A.; KNOLLMAN, B. C. **As bases farmacológicas da terapêutica de Goodman & Gilman**. 12. ed. Porto Alegre: Amgh Editora, 2012. 2112 p.

CAMERON, A.; KEMP, H. G.; GREEN, G. E. Bypass surgery with the internal mammary artery graft: 15 year follow up. **Circulation**, v. 74, p. 30-36, 1986.

COSGROVE, D. M. *et. al.* Determinants of 10 year survival after primary myocardial revascularization. **Ann Thorac Surg**, v. 202, p. 480-490, 1985.

COSGROVE, D. M. *et. al.* Should coronary arteries with less than fifty percent stenosis be bypassed? **J Thorac Cardiovasc Surg**, v. 82, p. 520-530, 1981.

CRONENWETT, J.; JOHNSTON, K. W. **Rutherford's Vascular Surgery: 2-Volume Set**. 8. ed. Philadelphia: Saunders, 2014. p. 230-255.

DING, J. *et. al.* Impact of competitive flow on hemodynamics in coronary surgery: numerical study of ita-lad model. **Computational and medicine**, v. 2012, n. 1, p. 1-7, 2012.

DOSCHER, W. *et. al.* Hemodynamic assessment of the circulation in 200 normal hands. **Ann Surg**, v. 198, n. 6, p. 776-779, 1983.

DUMANIAN, G. A. *et. al.* Analysis of digital pulse-volume recordings with radial and ulnar artery compression. **Plastic & reconstructive surgery**, v. 102, n. 6, p. 1993-1998, 1998.

FUHRMAN, T. M. *et. al.* Evaluation of collateral circulation of the hand. **J Clin Monit**, v. 8, n. 1, p. 28-32, 1992.

GAUDINO, M. *et. al.* Chronic compensatory increase in ulnar flow and accelerated atherosclerosis after radial artery removal for coronary artery bypass. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, [S. l.], v. 130, n. 1, p. 9-12, 2005.

GLINEUR, D.; HANET, C. E. Competitive flow in coronary bypass surgery: is it a problem? **Current opinion in cardiology**, v. 27, n. 6, p. 620-628, 2012.

GLINEUR, D; HANET, C. Competitive flow and arterial graft a word of caution. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 41, n. 4, p. 768-769, 2011.

HABIB, J.; BAETZ, L.; SATIANI, B. Assessment of collateral circulation to the hand prior to radial artery harvest. **Vascular Medicine**, v. 17, n. 5, p. 352-361, 2012.

HAERLE, M. *et. al.* Vascular dominance in the forearm. **Plastic & reconstructive surgery**, v. 111, n. 6, p. 1891-1898, 2003.

HALL, J. E.; GUYTON, A. C. **Guyton & Hall tratado de fisiologia médica**. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2017.

HARTMAN, J. M. *et. al.* Can Late Supraclavicular Echo Doppler Reliably Predict Angiographical String Sign of Lima to Lad Area Grafts? **Echocardiography**, v. 24, n. 7, p. 689-696, 2007.

HUZJAN, R. *et. al.* Ultrasound of Forearm Arteries. **Coll Antropol**, v. 28, n. 2, p. 235-241, 2004.

JARVIS, M. A. *et. al.* Reliability of Allen's test in selection of patients for radial artery harvest. **Ann Thorac Surg**, v. 70, n. 4, p. 1362-1365, 2000.

KAPLANOGLU, H.; BETON, O. Evaluation of anatomy and variations of superficial palmar arch and upper extremity arteries with CT angiography. **Surg Radiol Anat**, v. 39, n. 4, p. 419-426, 2017.

KAWASUJI, M. *et. al.* Is internal thoracic artery grafting suitable for a moderately stenotic coronary artery? **J Thorac Cardiovasc Surg**, v. 112, p. 253-259, 1996.

KOCHI, K. *et. al.* New noninvasive test alternative to allen's test: snuff-box technique. **J Thorac Cardiovasc Surg**, v. 118, n. 4, p. 756-758, 1999.

KOHONEN, M. *et. al.* Is the allen test reliable enough? **Eur J Cardiothorac Surg**, v. 32, n. 6, p. 902-905, 2007.

LANG, R. *et. al.* **ASE's Comprehensive Echocardiography**. 2. ed. Philadelphia: Elsevier, 2016. p. 1-16.

LOBO FILHO, J. G. *et. al.* Revascularização miocárdica com enxerto composto de artéria torácica interna esquerda em Y: análise de fluxo sanguíneo. **Rev Bras Cir Cardiovasc**, v. 19, n. 1, p. 1-8, 2004.

LOBO FILHO, J. G. *et. al.* Cirurgia de revascularização coronariana esquerda sem CEC e sem manuseio da aorta em pacientes acima de 75 anos: Análise das mortalidades imediata e a médio prazo e das complicações neurológicas no pós-operatório imediato. **Rev Bras Cir Cardiovasc**, v. 17, n. 3, p. 208-214, 2002.

LONDON, G. M.; PANNIER, B. Arterial functions: how to interpret the complex physiology. **Nephrol dial transplant**, v. 25, n. 12, p. 3815-3823, 2010.

LYTLE, B.W. *et. al.* Isolated left anterior descending coronary atherosclerosis: long term comparison of internal mammary artery and venous autografts. **Circulation**, v. 61, p. 869-874, 1980.

MALGOR, R. D. *et. al.* Tratamento da síndrome do roubo devido a fístula arteriovenosa para hemodiálise em membro inferior por meio da técnica de ligadura arterial e revascularização distal (técnica de DRIL). **J Vasc Bras**, v. 6, n. 3, p. 289-293, 2007.

MARTIN, C. *et. al.* Long-term arterial cannulation in ICU patients using the radial artery or dorsalis pedis artery. **Chest**, v. 119, n. 3, p. 901-906, 2001.

MESTRES, C.A. *et. al.* Atherosclerosis of the internal mammary artery. Histopathological analysis and implications on its results in coronary artery bypass graft surgery. **Thorac Cardiovasc Surg**, v. 34, p. 356-358, 1986.

MIILLER, J. C. *et. al.* Síndrome do roubo coronário-subclávio: relato de caso e revisão da literatura. **J Vasc Bras**, v. 11, n. 2, p. 166-170, 2012.

MONBALIU, D. R. *et. al.* Flow competition between hepatic arterial and portal venous flow during hypothermic machine perfusion preservation of porcine livers. **Int J Artif Organs**, v. 35, n. 2, p. 119-131, 2012.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. **Anatomia orientada para a clínica**. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2014. 1140 p.

MOTWANI, J. G.; TOPOL, E. J. Aortocoronary saphenous vein graft disease, pathogenesis predisposition and prevention. **Circulation**, v. 97, n. 9, p. 916-931, 1998.

NELSON, D. L.; COX, M. M. **Princípios de bioquímica de Lehninger**. 6 ed. Porto Alegre: ARTMED, 2014. 1336 p.

OTTONE, N. E. *et. al.* Analysis and Clinical Importance of Superficial Arterial Palmar Irrigation and its Variants over 86 Cases. **Int. J. Morphol**, v. 28, n. 1, p. 157-164, 2010.

PASSOS, M. D. D. *et. al.* Atualização sobre Ultrassom Doppler das Artérias Vertebrais: Síndrome do Roubo da Subclávia. **Arq Bras Cardiol: Imagem cardiovasc**, v. 29, n. 2, p. 58-62, 2016.

PASSOS, M. D. D.; ALVES, L. M. Síndrome do Roubo da Subclávia. **Rev bras ecocardiogr imagem cardiovasc**, v. 25, n. 4, p. 298-301, 2012.

PATERSON, H. S.; BANNON, P. G.; TAGGART, D. P. Competitive flow in coronary bypass surgery: the roles of fractional flow reserve and arterial graft configuration. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 154, n. 5, p. 1570-1575, 2017.

ROBINSON, B. M. *et. al.* Bilateral Internal Thoracic Artery Composite Y Grafts: Analysis of 464 Angiograms in 296 Patients. **Ann Thorac Surg**, v. 101, n. 3, p. 974-980, 2016.

ROYSE, A. G. *et. al.* No Late Ulnar Artery Atheroma After Radial Artery Harvest for Coronary Artery Bypass Surgery. **Ann Thorac Surg**, [S. l.], v. 85, n. 1, p. 891-895, 2008.

RUENGSAKULRACH, P. *et. al.* Preoperative assessment of hand circulation by means of doppler ultrasonography and the modified allen test. **The journal of thoracic and cardiovascular surgery**, v. 121, n. 3, p. 526-531, 2001.

SABIK, J. F. *et. al.* Comparison of Saphenous Vein and Internal Thoracic Artery Graft Patency by Coronary System. **Ann Thorac Surg**, v. 79, n. 2, p. 544-551, 2005.

SABIK, J. F.; BLACKSTONE, E. H.. Coronary artery bypass graft patency and competitive flow. **Journal of the american college of cardiology**, v. 51, n. 2, p. 126-128, 2008.

SABIK, J. F. *et. al.* Does grafting coronary arteries with only moderate stenosis affect long-term mortality? **J Thorac Cardiovasc Surg**, v. 151, n. 3, p. 806-811, 2015.

TIAN, J. *et. al.* Ulnar Artery Compression: A Feasible and Effective Approach to Prevent the Radial Artery Occlusion after Coronary Intervention. **Chinese Medical Journal**, v. 128, n. 6, p. 795-798, 2015.

ZARZECKI, M. P. *et. al.* The Surgical Anatomy of the Superficial and Deep Palmar Arches: a Meta-Analysis. **J Plast Reconstr Aesthet Surg**, v. 71, n. 11, p. 1577-1592, 2018.

ŻELAZNY, P. *et. al.* Intraoperative flow dynamic evaluation for single pedicled and composite arterial grafts in “off pump” coronary revascularization. **Kardiologia i torakochirurgia polska**, Oxford, v. 9, n. 1, p. 4-10, 2012.

APÊNDICE A - TABELA DE COLETA DE DADOS

VOLUNTÁRIO: _____

DATA: _____

IDADE: _____ **PESO:** _____ **ALTURA:** _____

MÃO DOMINANTE: _____

MEMBRO DIREITO	Radial em repouso	Radial após comp. ulnar
Velocidade pico sistólico		
Velocidade diastólica final		
Resistência		
Diâmetro		
Velocidade média		
MEMBRO DIREITO	Ulnar em repouso	Ulnar após comp. radial
Velocidade pico sistólico		
Velocidade diastólica final		
Resistência		
Diâmetro		
Velocidade média		
MEMBRO ESQUERDO	Radial em repouso	Radial após comp. ulnar
Velocidade pico sistólico		
Velocidade diastólica final		
Resistência		
Diâmetro		
Velocidade média		
MEMBRO ESQUERDO	Ulnar em repouso	Ulnar após comp. radial
Velocidade pico sistólico		
Velocidade diastólica final		
Resistência		
Diâmetro		
Velocidade média		

APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

1. DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

NOME DO PACIENTE: _____

DOCUMENTO DE IDENTIDADE: _____

SEXO: MASCULINO () FEMININO ()

DATA DE NASCIMENTO: / / __

ENDEREÇO: _____

NÚMERO: _____ APTO: _____ BAIRRO: _____

CIDADE: _____ CEP: _____

TELEFONE (COM DDD): (____) _____

RESPONSÁVEL LEGAL: _____

DOCUMENTO DE IDENTIDADE: _____

SEXO: MASCULINO () FEMININO ()

DATA DE NASCIMENTO: / / __

ENDEREÇO: _____

NÚMERO: _____ APTO: _____ BAIRRO: _____

CIDADE: _____ CEP: _____

TELEFONE (COM DDD): (____) _____

2. DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

- TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA: Análise Fluxométrica da Competição Fisiológica do Fluxo da Circulação Arterial

- PESQUISADOR: Marília Leitão Montenegro

- CARGO/FUNÇÃO: Médico

- INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL: CREMEC

- Local de realização da pesquisa: Departamento de Cirurgia da Universidade Federal do Ceará

- AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA (probabilidade que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo): baixo risco
- DURAÇÃO DA PESQUISA: 24 a 48 meses

3. REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO PACIENTE OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA

- 3.1. JUSTIFICATIVA E OBJETIVO DA PESQUISA: Esta pesquisa tem como objetivo analisar o fluxo de sangue nas artérias do antebraço (radial e ulnar) em condição de repouso e também sob compressão manual, ou seja por uma das mãos do pesquisador, avaliando a resposta fisiológica da compressão não-simultânea de uma destas artérias sobre o padrão e intensidade do fluxo sanguíneo da artéria não comprimida.
- 3.2. PROCEDIMENTOS QUE SERÃO UTILIZADOS E PROPÓSITOS: Será utilizado equipamento de ultrassonografia com Doppler para medição de parâmetros de fluxo sanguíneo, velocidade e resistência nestas duas artérias do antebraço. Medindo-se estes dados com as artérias em seu estado habitual e depois realizando análise na artéria radial, com compressão manual da artéria ulnar e, depois, análise destes parâmetros na artéria ulnar, com compressão manual da artéria radial, de modo a avaliarmos a resposta destas artérias a esta nova condição de demanda de fluxo para a mão.
- 3.3. DESCONFORTOS E RISCOS ESPERADOS: O exame de dopplerfluxometria, um tipo de ultrassonografia, não traz qualquer risco. Pode haver breve desconforto na região do antebraço que será submetida a compressão manual no sítio das artérias, mas este é transitório, durando apenas alguns segundos.

4. ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA

O participante poderá ter acesso, a qualquer momento, à informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, e poderá também consultar o pesquisador (médico) para esclarecer eventuais dúvidas.

O participante tem a liberdade de se recusar a continuar participando da pesquisa e de retirar seu consentimento a qualquer momento, sem que isso traga prejuízo algum à continuidade de sua assistência e acompanhamento médico.

A privacidade do participante é garantida e todos os dados e informações dadas ao pesquisador serão mantidos sob sigilo e confidencialidade.

Os dados obtidos serão utilizados somente nesse estudo e o só serão divulgados entre estudiosos do assunto, sempre garantido a confidencialidade do pac participante iente.

O participante não irá receber nenhum pagamento por participar desta pesquisa, nem haverá nenhum custo financeiro relacionado a essa pesquisa.

Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias, sendo que uma cópia será arquivada pelo pesquisador responsável, e a outra será fornecida a você.

Caso haja danos decorrentes dos riscos previstos, o pesquisador assumirá a responsabilidade pelos mesmos.

5. INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA

Se você tiver alguma consideração ou dúvida, sobre a sua participação na pesquisa, entre em contato com o pesquisador responsável ou com o Comitê de Ética em Pesquisa da UFC/PROPESQ. Rua Coronel Nunes de Melo, 1000 - Rodolfo Teófilo, fone: 3366-8344/46. (Horário: 08:00-12:00 horas de segunda a sexta-feira). O CEP/UFC/PROPESQ é a instância da Universidade Federal do Ceará responsável pela avaliação e acompanhamento dos aspectos éticos de todas as pesquisas envolvendo seres humano.

Pesquisador:

Endereço: Rua José Lourenço 777, Bairro Aldeota. CEP: 60115280

Telefone: (85) 32441711

DECLARO QUE, APÓS CONVENIENTEMENTE ESCLARECIDO PELO PESQUISADOR E TER ENTENDIDO O QUE ME FOI EXPLICADO, CONSINTO EM PARTICIPAR DO PRESENTE PROTOCOLO DE PESQUISA.

Fortaleza, ___ de _____ de _____

Assinatura (ou digital, caso não assine), do sujeito da pesquisa ou responsável legal

Assinatura do Pesquisador