

Vélocités intracoronaires en cours d'angioplastie

Guide et témoin fonctionnels du succès de la dilatation

par Y. JUILLIÈRE, F. ZIJLSTRA, P. DE FEYTER, H. SURYAPRANATA et P.W. SERRUYS *

Dans le but de préciser l'intérêt d'un nouveau cathéter de dilatation muni d'une sonde Doppler montée à son extrémité distale, nous avons évalué les variations de la vélocité sanguine intracoronaire au cours des différentes phases d'une angioplastie chez 15 patients avec sténose proximale coronaire isolée.

Nous avons utilisé une sonde Doppler pulsé (fréquence d'émission : 20 MHz et fréquence de récurrence : 62,5 KHz), montée sur l'extrémité distale du cathéter à ballonnet permettant la mesure des vélocités sanguines avec une relation entre fréquence Doppler et vélocité d'approximativement 3,75 cm/s par KHz. Une moyenne de 4 inflations est réalisée pour chaque angioplastie avec un accroissement successif des pressions de 7 à 12 Atm. Les vélocités sanguines sont mesurées avant et après chaque inflation, et au moment de l'hyperémie réactionnelle maximale survenant après l'occlusion temporaire induite par le gonflage du ballon. L'analyse quantitative de la sténose coronaire est effectuée par ordinateur (CAAS) avant et après la procédure.

L'âge moyen des patients est de 53 ans. L'angioplastie a porté sur l'interventriculaire antérieure (12 cas), la circonflexe (2 cas) et la coronaire droite (1 cas). Le résultat anatomique est jugé par l'augmentation de la surface de section luminale minimale de $1,3 \pm 0,9$ à $3,0 \pm 1,2$ mm². Le résultat fonctionnel est apprécié par l'augmentation progressive et significative des vélocités mesurées au cours des trois premières dilatations. Les vélocités ne sont plus modifiées entre les deux dernières inflations. La réserve coronaire en fin de procédure est de 2,15 et correspond à la valeur théorique calculée en tenant compte de la sténose résiduelle et de la présence du cathéter in situ.

Au total, ces résultats suggèrent l'inutilité fonctionnelle d'une quatrième dilatation au cours d'une angioplastie coronaire et le rôle limitatif du cathéter associé à la sténose coronaire, sur les valeurs de vélocités et de la réserve coronaire. Cependant, leur amélioration témoigne du bon résultat fonctionnel concordant avec les modifications anatomiques. L'efficacité du geste technique pourrait donc être mieux appréciée par l'utilisation d'un cathéter d'angioplastie avec extrémité Doppler.

MOTS CLÉS : angioplastie coronaire percutanée, Doppler intracoronaire, réserve coronaire.

Depuis l'introduction de l'angioplastie coronaire percutanée en 1977 [7], l'importance de cette technique dans le traitement des sténoses artérielles coronaires n'a fait que croître. Les résultats immédiats sont essentiellement évalués par la mesure du gradient de pression résiduel et par l'analyse de l'angiographie coronaire [2, 19]. Cependant, ces méthodes n'évaluent pas avec précision le retentissement fonctionnel de la sténose et de la levée de l'obstacle par l'angioplastie sur la réserve coronaire. En effet, bien que le gradient de pression résiduel ait une valeur pronostique à long terme, il reflète seulement les conditions hémodynamiques de repos [12, 20]. Récemment, la mesure de la réserve coronaire a été proposée comme méthode d'évaluation du

retentissement fonctionnel d'une sténose coronaire [11]. La mesure de la vélocité sanguine intracoronaire permet l'appréciation de cette réserve coronaire, par l'évaluation de l'hyperémie réactionnelle maximale induite par vasodilatation pharmacologique ou par ischémie [1, 4, 8, 9, 24, 26]. A la fin de la procédure, lorsque le bénéfice de l'angioplastie est acquis, l'hyperémie réactionnelle maximale peut être étudiée à la suite de l'interruption du flux sanguin provoquée par l'occlusion endoluminale temporaire.

Le but de cette étude est d'évaluer les variations de la vélocité sanguine intracoronaire au cours des différentes phases d'une angioplastie, à l'aide d'un cathéter à ballonnet muni d'une sonde Doppler montée à son extrémité distale, d'étudier la valeur limitative de ce cathéter sur la mesure de la réserve coronaire et d'essayer de préciser l'intérêt que pourrait présenter cette innovation technologique dans la pratique quotidienne de l'angioplastie.

(*) Catheterization Laboratory and Laboratory for Clinical and Experimental Image Processing, Thoraxcenter, Erasmus University, P.O. Box 1738 3000 DR Rotterdam, The Netherlands.

Article reçu en avril 1987 et accepté en juillet 1987.

MATÉRIEL

L'étude a été effectuée chez 15 patients bénéficiant d'une angioplastie coronaire percutanée pour angor. Tous les patients avaient des manifestations d'ischémie myocardique, attestées par des modifications électriques de repos ou lors d'épreuves d'effort simples ou couplées à une scintigraphie isotopique au thallium 201. Un consentement informé était obtenu pour les investigations complémentaires réalisées pendant la procédure d'angioplastie. Celle-ci n'était cependant pas modifiée ou compliquée par l'introduction de cette nouvelle technique. Tous les patients étaient étudiés sans prémédication, mais leur traitement médical (dérivés nitrés, antagonistes du calcium et bêtabloquants) était maintenu. Une injection intracoronaire d'isosorbide dinitrate était effectuée avant le début de l'angiographie coronaire.

MÉTHODE

Mesure de la vitesse sanguine intracoronaire

Une sonde Doppler pulsé de 20 MHz montée sur l'extrémité distale du cathéter d'angioplastie était utilisée chez tous les patients.

Le cristal piézoélectrique est un anneau dont le diamètre est de 1,0 mm avec un orifice central de 0,5 mm. Deux fils de conduction sont soudés sur chaque face et passent par la lumière centrale du cathéter. Ils en sont séparés par une fine membrane créant ainsi une nouvelle lumière de 0,4 mm à travers laquelle le guide peut être introduit. Les fils de conduction aboutissent près de l'extrémité proximale et sont reliés à une prise constituée de deux broches pour connexion avec l'appareil de Doppler pulsé.

La vitesse sanguine est mesurée à partir du transducteur monté à l'extrémité du cathéter, utilisant un Doppler pulsé de 20 MHz fabriqué spécialement dans ce but. La fréquence d'émission est de 20 MHz et correspond à la fréquence des oscillations constituant le train d'ondes ultrasonores. La fréquence à laquelle survient ce train d'ondes est la fréquence de récurrence qui est ici de 62,5 KHz. Chaque émission a une durée approximative d'une milliseconde et contient 20 cycles de la fréquence d'émission. Le mode d'obtention du signal Doppler s'effectue selon la méthode du comptage des passages à zéro ("zero crossing").

Les paramètres choisis (fréquence d'émission = 20 MHz et fréquence de récurrence = 62,5 KHz) permettent d'enregistrer des vitesses supérieures à 100 cm/s à une distance de 1 à 10 mm à partir de l'extrémité du cathéter. La fenêtre d'échantillonnage est ajustée individuellement pour obtenir le meilleur signal qui (habituellement) se situe à 1,8 mm (1,5 à 2,2 mm).

L'équation Doppler exprime la relation entre la variation de fréquence entre émission et réception de l'onde pulsée (fréquence Doppler) (Δf , KHz) et la vitesse sanguine : $\Delta f = 2F(V/c) \cos a$, où F est la fréquence d'émission des ultrasons (20 MHz), V la vitesse dans l'échantillon de volume, c la vitesse du son dans le sang (1500 cm/s) et a l'angle entre le vecteur de vitesse et le rayon du son. Le cathéter avec le cristal à son extrémité étant parallèle ($\pm 20^\circ$) à l'axe du vaisseau, $\cos a$ est égal à $1 \pm 6\%$, et la relation entre la fréquence Doppler et la vitesse est approximativement de 3,75 cm/s par KHz [23].

Les expérimentations antérieures de calibration sur des artères fémorales et coronaires de chien ont montré que la fréquence Doppler mesurée est proportionnelle au débit évalué par recueil de l'écoulement sanguin sur une minute [4, 8, 23, 26].

Récemment, Sibley et coll. [23] validaient expérimentalement et cliniquement cette technique avec un cathéter semblable, démontrant la fiabilité des mesures de vitesses sanguines et de la réserve coronaire.

Techniques d'examen

L'angiographie coronaire est d'abord réalisée dans au moins deux projections, de préférence perpendiculaires, pour l'analyse quantitative de la sténose artérielle.

Un long guide métallique (longueur : 315 cm, diamètre : 0,356 mm) est passé à travers la sténose coronaire. Le cathéter d'angioplastie avec ballon et sonde Doppler à son extrémité est alors avancé sur le guide dans l'artère pour mesurer la vitesse sanguine intracoronaire.

Après enregistrement de la vitesse de repos dans le segment proximal, le rétrécissement est franchi par le ballon. Il est procédé à des inflations successives (4 à 7 selon les patients) avec des pressions progressivement croissantes jusqu'à 12 atmosphères. La vitesse sanguine intracoronaire post-sténotique est enregistrée en continu. Les vitesses de repos avant et après chaque procédure et l'hyperémie réactionnelle apparaissant

immédiatement après la déflation du ballon sont mesurées et exprimées en KHz. Le résultat fonctionnel est jugé satisfaisant lorsque les valeurs d'hyperémie réactionnelle cessent de croître, justifiant l'arrêt de l'angioplastie.

Le diamètre des ballons employés dans cette étude variait de 2,5 à 3,5 mm. La surface de section du cathéter avec le ballon dégonflé était de 0,68 mm² et son diamètre de 0,93 mm.

Après la procédure, l'angiographie coronaire est répétée dans les projections initiales pour l'analyse quantitative de la sténose résiduelle.

Analyse quantitative de l'artère coronaire

La détermination des dimensions artérielles coronaires à partir d'un film de 35 mm est réalisée par ordinateur (Cardiovascular Angiography Analysis System) selon le système décrit antérieurement [17, 18]. Les bords du segment artériel sélectionné sont détectés automatiquement à partir d'images agrandies et numérisées d'une vue du film. Le diamètre du vaisseau en valeur absolue est déterminé à partir du cathéter qui sert ainsi de référence. La calibration est effectuée par détection des bords du cathéter et comparaison de cette valeur avec le diamètre réel du cathéter [16]. La distorsion de l'image due à l'amplificateur de brillance est automatiquement corrigée par l'ordinateur après intégration des multiples facteurs de déformation [17]. Puisque la valeur fonctionnelle d'une sténose est liée à la surface de section normale espérée au point d'obstruction, l'ordinateur fait une estimation par extrapolation de la dimension artérielle d'origine à l'endroit de l'obstruction pour définir la région de référence [3, 17, 18]. Le pourcentage de surface sténosée et la surface de section minimale de la lumière artérielle (mm²) sont ensuite calculés à partir d'au moins deux projections angiographiques, de préférence perpendiculaires. La longueur de la lésion est déterminée à partir de l'analyse des courbures de la fonction diamètre et exprimée en mm.

Méthodes statistiques

Les comparaisons entre les données sont faites par la méthode d'analyse de variances et les valeurs significatives sont comparées entre elles par le test "t" de Student pour observations appariées.

RÉSULTATS

Données cliniques

L'âge moyen des 15 patients était de 53 ans (extrêmes : 41 à 62 ans), 11 étaient des hommes. Treize patients avaient une lésion monotronculaire et 2 une atteinte bitronculaire. L'angioplastie portait sur l'interventriculaire antérieure dans 12 cas, sur la circonflexe dans 2 cas et sur la coronaire droite dans 1 cas. La fraction d'éjection ventriculaire gauche était supérieure à 55 % pour l'ensemble des patients. La longueur (moyenne $\pm$ ET) des sténoses était de 6,3 $\pm$ 2,0 mm et ne changeait pas après angioplastie. Aucun patient n'avait d'anomalies de la cinétique ventriculaire gauche dans la région vascularisée par l'artère sténosée. Le nombre moyen d'inflations était de 4,5/patient (extrêmes : 3 à 7). Le taux de succès primaire de la dilatation (moins de 50 % de diamètre luminal sténosé) était de 100 %. Après angioplastie, 3 patients avaient une petite dissection localisée au segment artériel dilaté.

L'évolution de la pression aortique systémique moyenne et de la fréquence cardiaque au cours des quatre dilatations est rapportée au tableau I.

Tableau I

ÉVOLUTION DE LA PRESSION AORTIQUE SYSTÉMIQUE MOYENNE (PA MOY) ET DE LA FRÉQUENCE CARDIAQUE (FC) AU COURS DES QUATRE DILATATIONS (DIL) SUCCESSIVES

Dil	PA moy		FC	
	Avant	Après	Avant	Après
1	87 $\pm$ 4	91 $\pm$ 5	71 $\pm$ 4	64 $\pm$ 2
2	91 $\pm$ 4	94 $\pm$ 5	64 $\pm$ 2	64 $\pm$ 2
3	92 $\pm$ 4	92 $\pm$ 5	65 $\pm$ 2	64 $\pm$ 3
4	96 $\pm$ 5	95 $\pm$ 5	63 $\pm$ 3	63 $\pm$ 2

Moyenne $\pm$ ES ; * p < 0.05

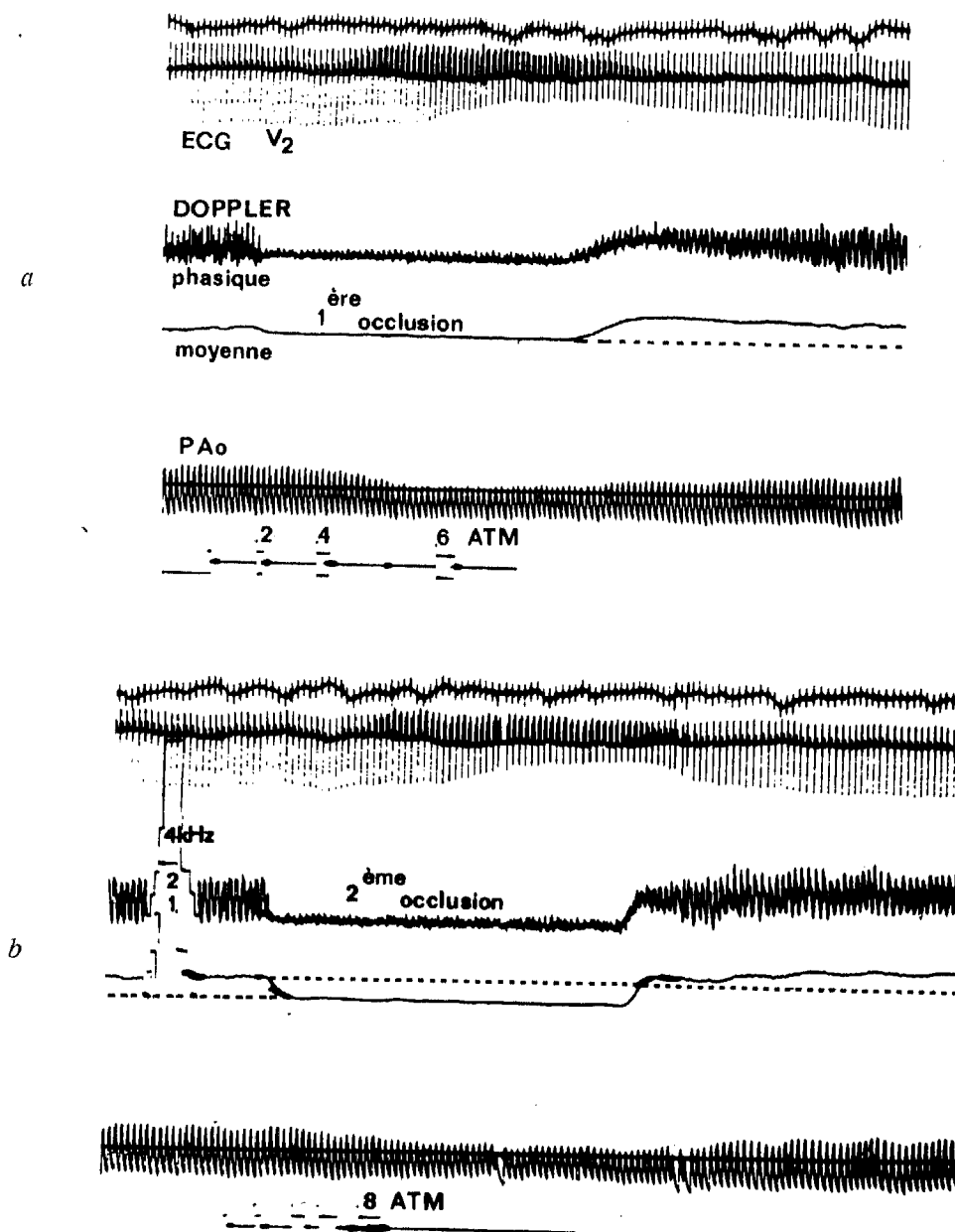
Analyse quantitative de la sténose coronaire

La surface de section luminale minimale (moyenne $\pm$ ET) augmentait de 1,3 $\pm$ 0,9 à 3,0 $\pm$ 1,2 mm². Le pourcentage de diamètre sténosé (moyenne $\pm$ ET) diminuait de 60 $\pm$ 12 à 34 $\pm$

10 %. Le pourcentage de surface sténosée (moyenne $\pm$ ET) diminuait de 82 ± 10 à 55 ± 13 %. Le diamètre du cathéter étant de 0,93 mm, le pourcentage de diamètre sténosé dû au cathéter était évalué en comparant ce diamètre au diamètre normal de référence de l'artère considérée pour chacun des patients ; le pourcentage moyen de diamètre sténosé dû au cathéter était de 33 %. Le pourcentage global de diamètre sténosé diminuait donc en réalité de 93 à 67 %.

Doppler intracoronaire au cours des angioplasties (fig. 1)

Quatre dilatations étaient effectuées en moyenne par patient, avec successivement une durée moyenne d'inflation de 52, 59, 62 et 62 secondes pour des pressions respectives de 7,8, 10,7, 11,5 et 12,0 atmosphères. Le pic d'hyperémie réactionnelle était obtenu en moyenne après 26 s (extrêmes : 20 à 30 s) et le retour à une valeur



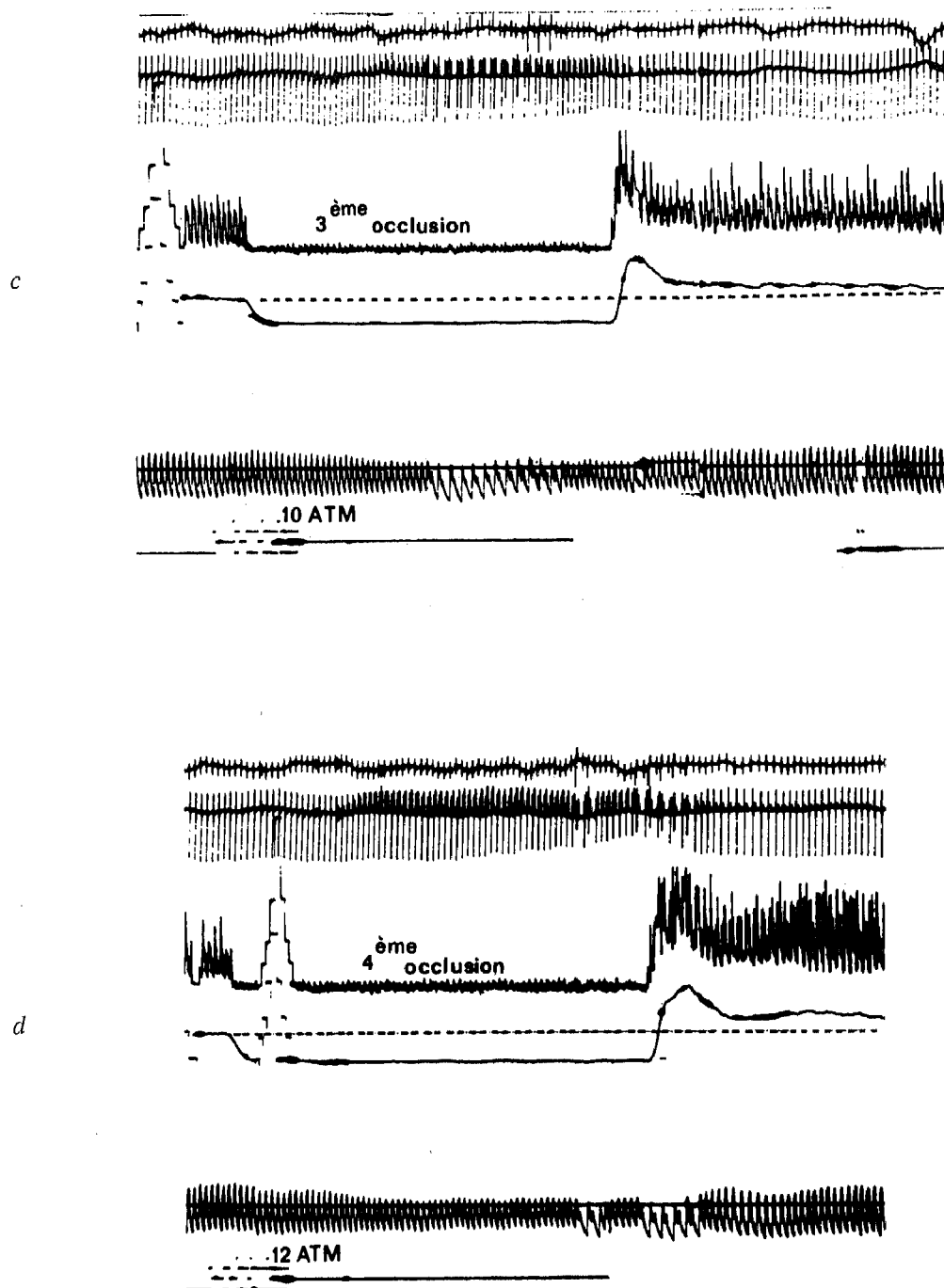


FIG. 1. Exemples de signal Doppler (signal phasique et moyenne) avant, pendant et après le gonflage du ballon. L'hyperémie réactionnelle apparaît après la déflation du ballon. La dérivation précordiale (ECG V2) montre l'élévation du segment ST.

- 1a : Première dilatation avec une pression d'inflation de 6 Atm.
- 1b : Deuxième dilatation avec une pression d'inflation de 8 Atm.
- 1c : Troisième dilatation avec une pression d'inflation de 10 Atm.
- 1d : Quatrième dilatation avec une pression d'inflation de 12 Atm.

stable se faisait en moyenne après 53 s (extrêmes : 40 à 65 s).

Les valeurs moyennes des vitesses avant (V_1) et après (V_2) chaque dilatation et pendant l'hyperémie réactionnelle maximale (HR) sont rapportées au tableau II. Ces valeurs augmentaient progressivement et significativement au

Tableau II
MODIFICATIONS DOPPLER (KHz)
PENDANT QUATRE DILATATIONS (DIL) SUCCESSIVES

Dil	V_1	HR	V_2
1	$0,32 \pm 0,09$	$1,09 \pm 0,29$	$0,56 \pm 0,14$
2	$0,71 \pm 0,25$	$1,20 \pm 0,19$	$0,78 \pm 0,15$
3	$0,96 \pm 0,18$	$1,70 \pm 0,34$	$0,88 \pm 0,18$
4	$0,95 \pm 0,14$	$1,76 \pm 0,25$	$0,93 \pm 0,14$

**p < 0,001, *p < 0,05 ; Moyenne $\pm$ ES ; V_1 : vitesse de repos avant dilatation ; HR : hyperémie réactionnelle maximale ; V_2 : vitesse de repos après dilatation.

cours des trois premières dilatations. V_2 était supérieure à V_1 pour les deux premières dilatations. Par contre, les deux dernières dilatations n'affectaient plus les vitesses, suggérant l'inutilité de la 4^e dilatation dans l'amélioration fonctionnelle de la sténose coronaire (fig. 2 et 3).

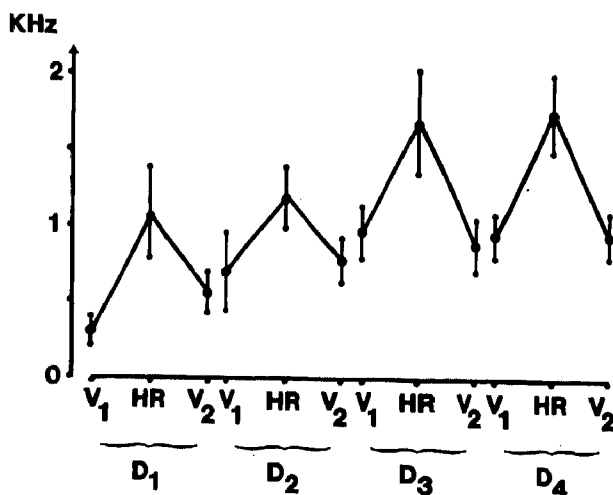


FIG. 2. Modifications Doppler pendant quatre dilatations (D) successives. V_1 : vitesse de repos avant dilatation ; HR : hyperémie réactionnelle maximale ; V_2 : vitesse de repos après dilatation.

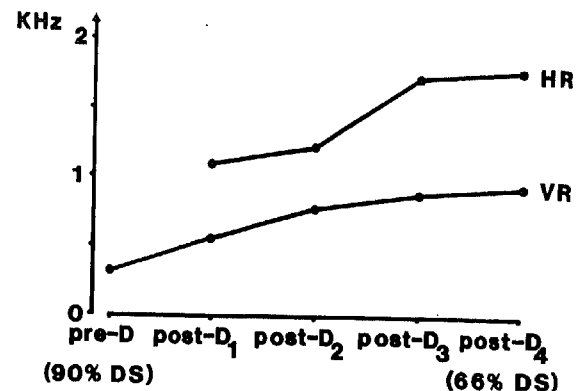


FIG. 3. Évolution des vitesses sanguines intracoronaires après quatre dilatations (D) successives. HR : hyperémie réactionnelle maximale ; VR : vitesse de repos ; % DS : pourcentage de diamètre artériel sténosé en tenant compte de la présence du cathéter in situ.

Les rapports de l'hyperémie réactionnelle maximale sur les vitesses de repos (V_1 et V_2) pour chacune des inflations sont rapportés au tableau III. Ce rapport est de 2 pour les deux dernières dilatations, exprimant la valeur de la réserve coronaire en fin d'intervention et confirmant l'inutilité de la 4^e dilatation.

Tableau III
RAPPORTS DE L'HYPERÉMIE RÉACTIONNELLE MAXIMALE
SUR LES VITÉSSES DE REPOS APRÈS CHAQUE DILATATION (DIL)

Dil	HR/ V_1	HR/ V_2
1	3,89	2,10
2	3,29	1,78
3	1,91	2,08
4	1,98	2,15

Moyenne $\pm$ ES ; V_1 : vitesse de repos avant dilatation ; HR : hyperémie réactionnelle maximale ; V_2 : vitesse de repos après dilatation.

DISCUSSION

Le but de notre étude était de mesurer les variations de vitesses sanguines intracoronaires en cours d'angioplastie et d'apprécier ainsi le résultat fonctionnel de la dilatation.

L'estimation quantitative de la régression de la sténose durant l'angioplastie est souvent difficile et apporte essentiellement des renseignements anatomiques. Le gradient de pression ne représente que la situation fonctionnelle de repos et ne permet pas l'évaluation hémodynamique de la sténose. Sa fiabilité est discutable du fait de la présence du cathéter à travers la sténose et d'une conduction hydraulique altérée par la miniaturisation du matériel.

L'étude des modifications des vitesses sanguines intracoronaires permet cette évaluation fonctionnelle [9, 13, 26] pendant la réalisation de l'examen. La réserve coronaire est calculée après l'interruption du flux sanguin provoquée par l'occlusion temporaire du vaisseau lors de l'inflation du ballon, et exprimée par le rapport de l'hyperémie réactionnelle maximale sur la vitesse de repos [5, 6, 13, 14].

L'angioplastie était réalisée à l'aide d'un nouveau cathéter à ballonnet muni d'une sonde Doppler montée à son extrémité [21, 22, 23]. La relation entre le débit sanguin et les variations Doppler enregistrées à partir d'un cathéter intravasculaire a été validée par expérimentation animale [4, 8, 26]. Cette relation est linéaire avec des coefficients de corrélation égaux ou supérieurs à 0,95 [4, 8, 26].

Il est bien établi qu'en présence de sténose coronaire, le flux sanguin intrac coronaire de repos ne diminue qu'à partir d'un diamètre sténosé excédant 83 % [5, 13]. Par contre, l'hyperémie réactionnelle maximale commence à décroître à partir de 30 % de diamètre sténosé [5, 13]. Dans notre étude, l'évolution des courbes de vitesses de repos et d'hyperémie maximale est satisfaisante, montrant l'amélioration des valeurs au cours des inflations successives et l'apparition d'un plateau entre la 3^e et la 4^e dilatations. Ces résultats sont à comparer aux données morphologiques obtenues par analyse quantitative. Si l'amélioration anatomique est nette, elle ne tient pas compte de la présence du cathéter à travers la sténose au moment de l'enregistrement Doppler. Or, si le diamètre du cathéter avec ballon dégonflé apparaît relativement petit (0,93 mm), il joue probablement un rôle dans l'aggravation de la sténose résiduelle. L'augmentation de 33 % du pourcentage de diamètre sténosé liée au cathéter est responsable d'une quasi-obstruction avant la première dilatation, expliquant la chute des vitesses de repos lors du franchissement de la sténose par le cathéter. En fin d'examen, la sténose résiduelle "réelle" représente encore une réduction de diamètre de 66 %

et ne permet pas d'obtenir les vitesses habituelles enregistrées dans les études avec occlusion temporaire sur artères saines où l'importance du diamètre du cathéter devient négligeable par rapport au diamètre normal de l'artère [13, 14, 23].

Après occlusion, le retour à une valeur de repos stable est long (80 s), bien plus important que ceux obtenus dans la littérature [13, 14]. Cependant, il convient de noter que ces résultats étaient obtenus d'une part après occlusion sur des artères saines où les conditions métaboliques diffèrent de celles des segments artériels avec sténose chronique et, d'autre part, à la suite d'une durée d'occlusion plus courte (20 s maximum). Marcus et coll. [14] notaient déjà que le retour à la valeur basale s'allongeaient si l'on augmentait la durée d'obstruction.

Certains auteurs [10, 15, 25] ont rapporté que l'angioplastie ne permet pas de normaliser la valeur de la réserve coronaire, indiquant la persistance d'une réponse vasodilatatrice anormale. Plusieurs explications sont possibles. D'abord, la réserve coronaire étant l'expression d'un rapport, une petite augmentation des vitesses de repos (dénominateur) sera responsable d'une baisse du rapport. La deuxième possibilité est le rôle potentiel que peuvent jouer les facteurs métaboliques, humoraux ou myogéniques dans la limitation de la réserve coronaire [13]. Bien qu'une réduction de longue durée de la pression de perfusion distale liée à une lésion sténotique puisse induire des altérations dans le mécanisme d'autorégulation [1] et nécessiter une longue période de récupération, aucune démonstration scientifique n'a pu encore être établie. La troisième possibilité est le rôle de la sténose résiduelle, aggravée par la présence du cathéter. Notre laboratoire a établi dans une étude précédente [27] la relation entre la réserve coronaire et la surface de section luminale minimale (A) : $RC = 0.28 + 0.91A - 0.039A^2$. Après angioplastie, la surface de section minimale obtenue est de 3,0 mm², correspondant à une réserve coronaire théorique de 2,7. Par contre, si l'on tient compte de la présence supplémentaire du cathéter, cette valeur n'est plus que de 2,16. Or, la valeur de la réserve coronaire mesurée dans notre étude est de 2,15. Cela témoigne bien du rôle de la sténose résiduelle sur la limitation de la réserve coronaire.

Enfin, il est difficile d'interpréter les deux valeurs élevées du rapport hyperémie réactionnelle sur vitesse initiale pour les deux premières dilatations. Ce rapport est dépendant d'une part des vitesses de repos très basses liées à la quasi-

obstruction de l'artère par le cathéter et d'autre part des modifications importantes de l'anatomie de la sténose dues à l'efficacité des inflations initiales.

CONCLUSION

L'utilisation d'un cathéter à ballonnet avec extrémité Doppler pour la réalisation d'angio-

plasties pourrait permettre dans l'avenir une meilleure appréciation de l'efficacité du geste technique en cours de procédure. Même si la réserve coronaire n'est pas restaurée complètement et si les vélocités demeurent relativement faibles, leur amélioration témoigne du bon résultat fonctionnel concordant avec les modifications de l'anatomie coronaire. L'inutilité d'une 4^e inflation est affirmée.

Bibliographie

1. Bates ER, Aueron FM, Le Grand V, Le Free MT, Mancini GBJ, Hodgson JM, Vogel RA. Comparative long-term effects of coronary artery bypass graft surgery and percutaneous transluminal coronary angioplasty on regional coronary flow reserve. *Circulation* 1985 ; 72 : 833-9.
2. Block PC, Myler RK, Stertzer S, Fallon JT. Morphology after transluminal angioplasty in human beings. *N Engl J Med* 1981 ; 305 : 382-5.
3. Cherrier F, Booman F, Serruys PW, Cuillière M, Danchin N, Reiber JHC. L'angiographie coronaire quantitative. Application à l'évaluation des angioplasties transluminales coronaires. *Arch Mal Cœur* 1981 ; 74 : 1377-87.
4. Cole JS, Hartley CJ. The pulsed Doppler coronary artery catheter. Preliminary report of a new technique for measuring rapid changes in coronary artery flow velocity in man. *Circulation* 1977 ; 56 : 18-25.
5. Gould KL, Lipscomb K, Hamilton GW. Physiologic basis for assessing critical coronary stenosis. *Am J Cardiol* 1974 ; 33 : 87-94.
6. Gould KL, Lipscomb K. Effects of coronary stenoses on coronary flow reserve and resistance. *Am J Cardiol* 1974 ; 34 : 48-55.
7. Grüntzig AR, Senning A, Siegenthaler WE. Nonoperative dilatation of coronary artery stenosis : percutaneous transluminal angioplasty. *N Engl J Med* 1979 ; 301 : 61-8.
8. Hartley CJ, Cole JS. An ultrasonic pulsed Doppler system for measuring blood flow in small vessels. *J Appl Physiol* 1974 ; 37 : 626-9.
9. Hoffman JIE. Maximal coronary flow and the concept of vascular reserve. *Circulation* 1984 ; 70 : 153-9.
10. Johnson MR, Wilson RF, Skarton DJ, Collins SM, White CW. Coronary lumen area immediately after angioplasty does not correlate with coronary vasodilator reserve ; a video-densitometric study. (abstract). *Circulation* 1986 ; 74 : suppl II, 193.
11. Kirkeeide RL, Gould KL, Parsel L. Assessment of coronary stenoses by myocardial perfusion imaging during pharmacologic coronary vasodilation. VII. Validation of coronary flow reserve as a single integrated functional measure of stenosis severity reflecting all its geometric dimensions. *J Am Coll Cardiol* 1986 ; 7 : 103-13.
12. Leimgruber PP, Roubin GS, Hollman J, Cotsonis GA, Meier B, Douglas JS, King SB, Grüntzig AR. Restenosis after successful coronary angioplasty in patients with single-vessel disease. *Circulation* 1986 ; 73 : 710-7.
13. Marcus ML. The coronary circulation in health and disease. New York : McGraw-Hill Book Company 1983 ; 242-69.
14. Marcus ML, Wright C, Doty D, Eastham C, Laughlin D, Krumm P, Fastenow C, Brody M. Measurements of coronary velocity and reactive hyperemia in the coronary circulation of humans. *Circ Res* 1981 ; 49 : 877-91.
15. O'Neill WW, Walton JA, Bates ER, Colfer HT, Aueron FM, Le Free MT, Pitt B, Vogel RA. Criteria for successful coronary angioplasty as assessed by alterations in coronary vasodilatory reserve. *J Am Coll Cardiol* 1984 ; 3 : 1382-90.
16. Reiber JHC, Kooijman CJ, den Boer A, Serruys PW. Assessment of dimensions and image quality of coronary contrast catheters from cineangiograms. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1985 ; 11 : 521-31.
17. Reiber JHC, Kooijman CJ, Slager CJ, Gerbrands JJ, Schuurbijs JHC, den Boer A, Wijns W, Serruys PW, Hugenholtz PG. Coronary artery dimensions from cineangiograms ; methodology and validation of a computer-assisted analysis procedure. *IEEE Trans Med Imaging* 1984 ; MI-3 : 131-41.
18. Reiber JHC, Serruys PW, Kooijman CJ, Wijns W, Slager CJ, Gerbrands JJ, Schuurbijs JHC, den Boer A, Hugenholtz PG. Assessment of short-, medium- and long-term variations in arterial dimensions from computer-assisted quantification of coronary cineangiograms. *Circulation* 1985 ; 71 : 280-8.
19. Serruys PW, Reiber JHC, Wijns W, van den Brand M, Kooijman CJ, ten Katen HJ, Hugenholtz PG. Assessment of percutaneous transluminal coronary angioplasty by quantitative coronary angiography : diameter versus densitometric area measurements. *Am J Cardiol* 1984 ; 54 : 482-8.
20. Serruys PW, Wijns W, Reiber JHC, de Feyter PJ, van den Brand M, Piscione F, Hugenholtz PG. Values and limitations of transstenotic pressure gradients measured during percutaneous coronary angioplasty. *Herz* 1985 ; 6 : 337-42.
21. Sibley D, Bulle T, Baxley W, Dean L, Chandler J, Whitlow P. Acute changes in blood flow velocity with successful coronary angioplasty (abstract). *Circulation* 1986 ; 74 (suppl II) : 193.
22. Sibley D, Bulle T, Baxley W, Dean L, Whitlow P. Continuous on-line assessment of coronary angioplasty with a Doppler tipped balloon dilatation catheter (abstract). *Circulation* 1986 ; 74 (suppl II) : 459.

23. Sibley DH, Millar HD, Hartley CJ, Whitlow PL. Subselective measurement of coronary blood flow velocity using a steerable Doppler catheter. *J Am Coll Cardiol* 1986 ; 8 : 1332-40.
24. Vogel RA. The radiographic assessment of coronary blood flow parameters. *Circulation* 1985 ; 72 : 460-5.
25. Wilson RF, Aylward PE, Talman CL, White CW. Does percutaneous transluminal coronary angioplasty restore normal coronary vasodilator reserve ? (abstract). *Circulation* 1985 ; 72 (suppl. II) : 397.
26. Wilson RF, Laughlin DE, Ackell PH, Chilian WM, Holida MD, Hartley CJ, Armstrong ML, Marcus ML, White CW. Transluminal subselective measurement of coronary artery blood flow velocity and vasodilator reserve in man. *Circulation* 1985 ; 72 : 82-92.
27. Zijlstra F, van Ommen J, Reiber JHC, Serruys PW. Does quantitative assessment of coronary artery dimensions predict the physiological significance of a coronary stenosis ? Accepted for publication in *Circulation*.

Coronary artery blood flow velocities during angioplasty : a functional guide and indicator of success, by Y. JUILLIÈRE, F. ZIJLSTRA, P. DE FEYTER, H. SURYAPRANATA and P.W. SERRUYS, vol. 80, n° 12, p. 1725, 1987.

In order to assess the value of a new Doppler-fitted dilatation catheter, changes in blood flow velocities in the coronary arteries were recorded at various stages of transluminal angioplasty in 15 patients with isolated proximal coronary stenosis.

A pulsed Doppler probe (emission frequency 20 MHz, recurrence frequency 62.5 MHz) attached to the distal end of the balloon catheter was used to measure blood flow velocities with a Doppler frequency/velocity relationship of about 3.75 cm/s per KHz. During each angioplasty the balloon was inflated 4 times on average, with successive increases of pressure from 7 to 12 atmospheres. Flow velocities were measured before and after each inflation and also when maximum hyperaemia occurred after temporary occlusion by the inflated balloon. Computer-assisted analysis of the coronary stenosis was carried out before and after the procedure.

Patient's mean age was 53 years. Angioplasty was performed in the anterior interventricular artery (12 cases), the circumflex artery (2 cases) or the right coronary artery (1 case). Anatomical success was assessed by an increase of minimum luminal section area from 1.3 ± 0.0 to 3.0 ± 1.2 mm². Functional success was assessed by a progressive and significant increase of the velocities measured during the first 3 dilatations. No further increase of velocity was observed between the last 2 inflations. Coronary reserve at the end of angioplasty was 2.1, corresponding to the theoretical value calculated taking into account the residual stenosis and the presence of the catheter *in situ*.

These results suggest that a fourth dilatation is unnecessary in coronary angioplasty and that the catheter, combined with the coronary stenosis, exerts a limiting effect on velocity values and coronary reserve. However, improvement of these parameters indicates a satisfactory functional result concordant with the anatomical changes observed. It is concluded that the effectiveness of angioplasty would be better evaluated by using a Doppler-fitted balloon catheter.