

L'angiographie coronaire quantitative

Application à l'évaluation des angioplasties transluminales coronaires

par F. CHERRIER*, F. BOOMAN**, P.W. SERRUYS**, M. CUILLIÈRE, N. DANCHIN* et J.H.C. REIBER**

L'angiographie quantitative coronaire, mise au point au Thorax Center de Rotterdam, est une analyse automatique des contours coronaires par convertisseur analogique-digital avec mise en mémoire des données sur ordinateur. L'algorithme de détection utilise une fonction dérivée des variations de brillance entre l'artère et son environnement, suivant un axe perpendiculaire à l'orientation du segment coronaire analysé. Le système extrapole le contour théorique de l'artère au niveau d'une sténose à partir des diamètres proximaux et distaux (valeurs retenues : 90^e percentile) et affiche en valeurs absolues et en pourcentages le degré de sténose en diamètre et surface. L'image des contours artériels et des diagrammes apparaît sur un écran vidéo permettant un contrôle et une correction manuelle.

La précision de la méthode a été testée sur modèles expérimentaux et sur coronaires fixées sous pression physiologique. Le choix de l'image est capital (centrage, bon remplissage...) mais l'essentiel est d'analyser les coronaires en télédiastole (repérée par l'image angiographique, l'électrocardiogramme ou les courbes de pression) afin d'éliminer les distorsions dues au déplacement rapide du réseau coronarien au cours de la systole. La multiplication des incidences est nécessaire pour juger d'une sténose excentrique. C'est pourquoi le mode d'expression des résultats fait l'objet de recherches pour aboutir à une reconstruction tridimensionnelle de l'artère grâce à l'analyse de la « brillance » de l'artère coronaire filmée sous deux incidences orthogonales.

La méthode a été appliquée à l'étude des angioplasties transluminales coronaires réalisées au CHU de Nancy-Brabois. Chez 12 patients, 24 mesures ont été comparées avant et après intervention, dans la même incidence et avec les mêmes constantes radiologiques. Les conclusions sont les suivantes : 1) L'analyse quantitative par ordinateur de l'angiographie coronaire démontre la positivité des résultats de l'angioplastie transluminale (réduction moyenne du pourcentage de diamètre sténosé : 64 p. 100 avant dilatation, 38 p. 100 après dilatation, $p < 0,001$), en excluant tout facteur d'interprétation personnelle puisque la lecture est faite automatiquement par ordinateur ; 2) Par rapport aux résultats de l'analyse par ordinateur, le degré d'une sténose mesurée classiquement par calibre est d'autant plus surestimé qu'elle est serrée ; par contre, cette discordance est faible pour les sténoses résiduelles après dilatation ; 3) Les résultats fournis par angiographie quantitative sont logiques et concordent avec les diamètres coronaires mesurés par d'autres techniques, ainsi qu'avec le diamètre et la surface du ballonnet utilisé ; 4) L'angiographie quantitative coronaire est une méthode de choix pour évaluer les variations rapides de calibre des artères coronaires (angioplasties transluminales, spasmes, tests pharmacologiques, streptokinase intrac coronaire).

MOTS CLÉS : angiographie coronaire.

(*) Département d'hémodynamique de la clinique des maladies cardiovasculaires du CHU de Nancy-Brabois, 54500 Vandœuvre-lès-Nancy, France.

(**) Thorax Center, Erasmus University, Rotterdam, Pays-Bas.

Article reçu en février 1981 et accepté en mai 1981.

L'angioplastie transluminale coronaire (ATC) a été réalisée pour la première fois par Gruntzig [3] ; de nombreuses équipes cardiologiques la pratiquent maintenant, et certaines ont acquis une expérience indiscutable dans ce domaine [4].

Cependant, il est difficile d'apprécier exactement les résultats de l'ATC, et avant d'envisager des études randomisées comparatives avec le traitement chirurgical et/ou le traitement médical, il paraît nécessaire d'apprécier au mieux l'amélioration de la sténose sur les images angiographiques de contrôle, selon une technique excluant tout facteur d'interprétation personnelle.

C'est dans ce but que l'équipe de Nancy a confié à celle du Thorax Center de Rotterdam 12 coronarographies réalisées immédiatement avant et après dilatation coronaire. La technique d'analyse automatique et quantitative de l'angiographie coronarienne, mise au point par J.H.C. Reiber, F. Booman et coll. [1] a été appliquée et critiquée dans ce cas très particulier.

MATÉRIEL

Douze sujets sur 17 soumis à une ATC entre avril et octobre 1980 ont eu leur angiographie coronaire ainsi analysée. Il s'agissait de 10 hommes et de 2 femmes, de 29 à 62 ans. L'indication de l'ATC était classique : angor relativement récent avec sténose serrée, isolée (10 fois sur l'interventriculaire antérieure et 2 fois sur la coronaire droite) et bon lit d'aval. 10 patients ont eu un résultat jugé excellent (disparition de l'angor, épreuve d'effort maximale négative avec radio-isotopes, disparition complète du gradient transsténotique, réduction du degré de sténose mesuré au Vernier), avec confirmation ultérieure par contrôle à 3 mois pour 4 d'entre eux. Un résultat a été estimé moyen ; le dernier sujet a eu une dilatation immédiatement efficace, suivie dans les 5 minutes d'une dissection coronaire en amont avec resténose incomplète au niveau de la lésion initiale et infarctus antérieur. En dehors de ce dernier cas, il n'y a eu aucun autre accident.

MÉTHODE

L'ATC a été réalisée conformément à la technique de Gruntzig, à l'aide du matériel

Schneider, par voie transcutanée fémorale. Le gradient de pression transsténotique a été mesuré avant et après dilatation. Les cathéters à dilatation utilisés étaient tous des 20-30 (longueur du ballon : 20 mm. Diamètre une fois gonflé : 3 mm). La pression utilisée a été montée jusqu'à 6 bars, sauf chez le patient à résultat moyen (4 bars) avec une durée de gonflage de 15 secondes au moins et répétée de 4 à 8 fois.

Tous les patients ont eu aspirine (1 g), bêta-bloqueurs ou calciumbloqueurs, isosorbide dinitrate avant et après dilatation. Celle-ci est réalisée sous perfusion continue intraveineuse de macromolécules avec une perfusion de 125 ml contenant 6 mg de nitroglycérine, branchée en dérivation et utilisée à la demande. Certains de ces patients ont reçu très peu de nitroglycérine (l'équivalent de 0,1 mg) alors que d'autres ont eu jusqu'à 6 mg ou plus (intrac coronaire et intraveineux). Dès la dilatation obtenue, on injectait 100 mg d'héparine. Un Désilet-Hoffmann était laissé quelques heures dans l'artère fémorale avant compression.

L'analyse quantitative des segments coronaires choisis est réalisée à l'aide d'un ensemble complexe. Les cinéangiographies 35 mm sont montées sur un projecteur Tagarno, l'image projetée est convertie en image télévisée grâce à une caméra de haute résolution, puis digitalisée (convertisseur analogique - digital) et les données sont alors mises en mémoire sur ordinateur (PDP 11/34). Les contours angiographiques coronaires apparaissent sur un vidéo-moniteur sur lequel s'affichent également les données relatives au patient et les diagrammes représentant les analyses quantitatives réalisées ; une console d'inscription permet de dialoguer avec le système si nécessaire.

Sur chaque ligne digitalisée de l'écran vidéoscopique sont distingués 800 pixels (« picture elements ») dont le niveau de brillance est mesuré en fonction d'une échelle de brillance de 256 niveaux. L'algorithme de détection du contour coronaire utilise une fonction dérivée des variations de brillance entre les limites angiographiques des coronaires et les tissus environnants.

Pour la détection anatomique des contours, l'utilisateur indique d'abord les bords du cathéter (dont la dimension sert de référence), puis il délimite plusieurs points situés au centre de l'image coronaire suivant l'axe du segment

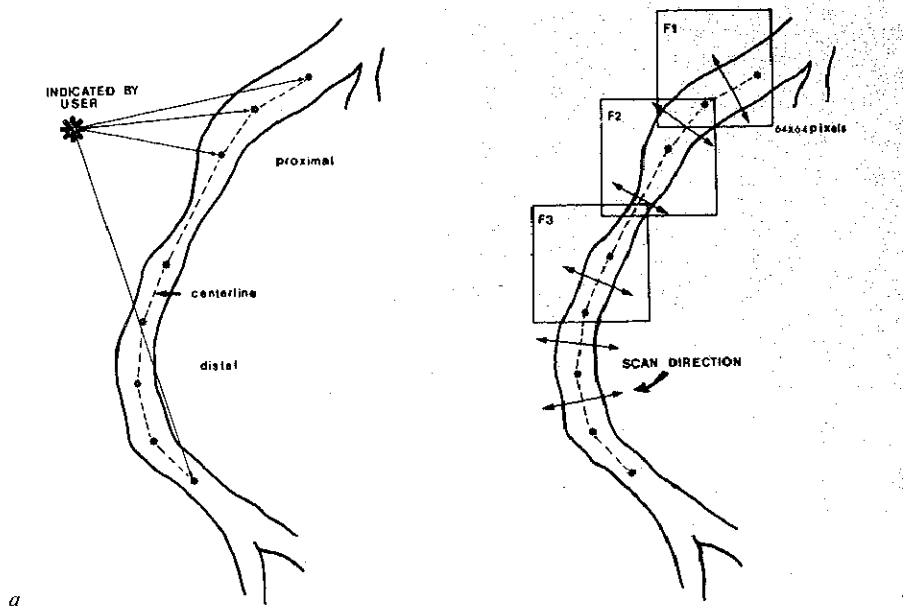


FIG. 1

a) A l'aide d'un crayon ultrasonore et d'une console d'inscription, l'utilisateur désigne un certain nombre de points au sein du vaisseau radio-opacifié. Ces divers points centraux sont reliés entre-eux par l'ordinateur. Ils constituent l'axe d'analyse pour la matrice de digitalisation. b) Lors de la phase suivante, une matrice de digitalisation de 64×64 pixels se déplace successivement et automatiquement le long du segment coronaire ainsi désigné. La digitalisation et la détection des contours coronaire s'opère par balayage successif, perpendiculaire aux divers axes centraux.

qu'on désire évaluer (fig. 1a). Des lignes droites relient alors ces points, précisant ainsi la zone à étudier. Une matrice de digitalisation (64×64 pixels) (fig. 1b) se déplace entre les deux extrémités de cette zone pour détecter les contours coronaire, qui sont par la suite tracés par superposition sur les limites angiographiques automatiquement détectées (fig. 2a). Des corrections éventuelles peuvent être introduites manuellement.

En mesurant les distances séparant les contours détectés de la coronaire, l'ordinateur calcule le diamètre de la lumière sur l'ensemble du segment étudié et en affiche un profil (fig. 2 a, b). Usant de la console d'inscription et du crayon ultrasonore, l'utilisateur choisit un diamètre de référence proximal ou distal en fonction duquel la sévérité de la sténose est déterminée (fig. 2 c). La dérivée première du profil du diamètre coronaire (fig. 2 c) sert à déterminer la longueur du segment sténotique. Une fois le segment sténotique identifié, le 90^e percentile des valeurs de

diamètre proximal et distal est calculé. Le moyennage — avec exclusion des valeurs dépassant le 90^e percentile — est effectué automatiquement et exclut ainsi les erreurs prenant en compte une dilatation post-sténotique. A partir de ces valeurs calculées des diamètres, est extrapolé le diamètre théorique et normal (interpolated diameter) que devrait avoir le segment sténotique.

En d'autres mots, l'appareil reconstitue les contours théoriques du segment coronaire sténosé en intégrant les dimensions des segments pré et poststénotiques (fig. 2d) : c'est ce qui a été appelé diamètre extrapolé (interpolated diameter). Cette procédure complexe minimise les erreurs d'interprétation subjective dues au choix arbitraire d'une seule valeur de référence.

Enfin sont déterminés la longueur de la zone sténosée, le pourcentage de diamètre sténosé, de surface sténosée (en usant d'un modèle circulaire) et de diamètre sténosé après extrapolation. Apparaissent enfin sur la copie le

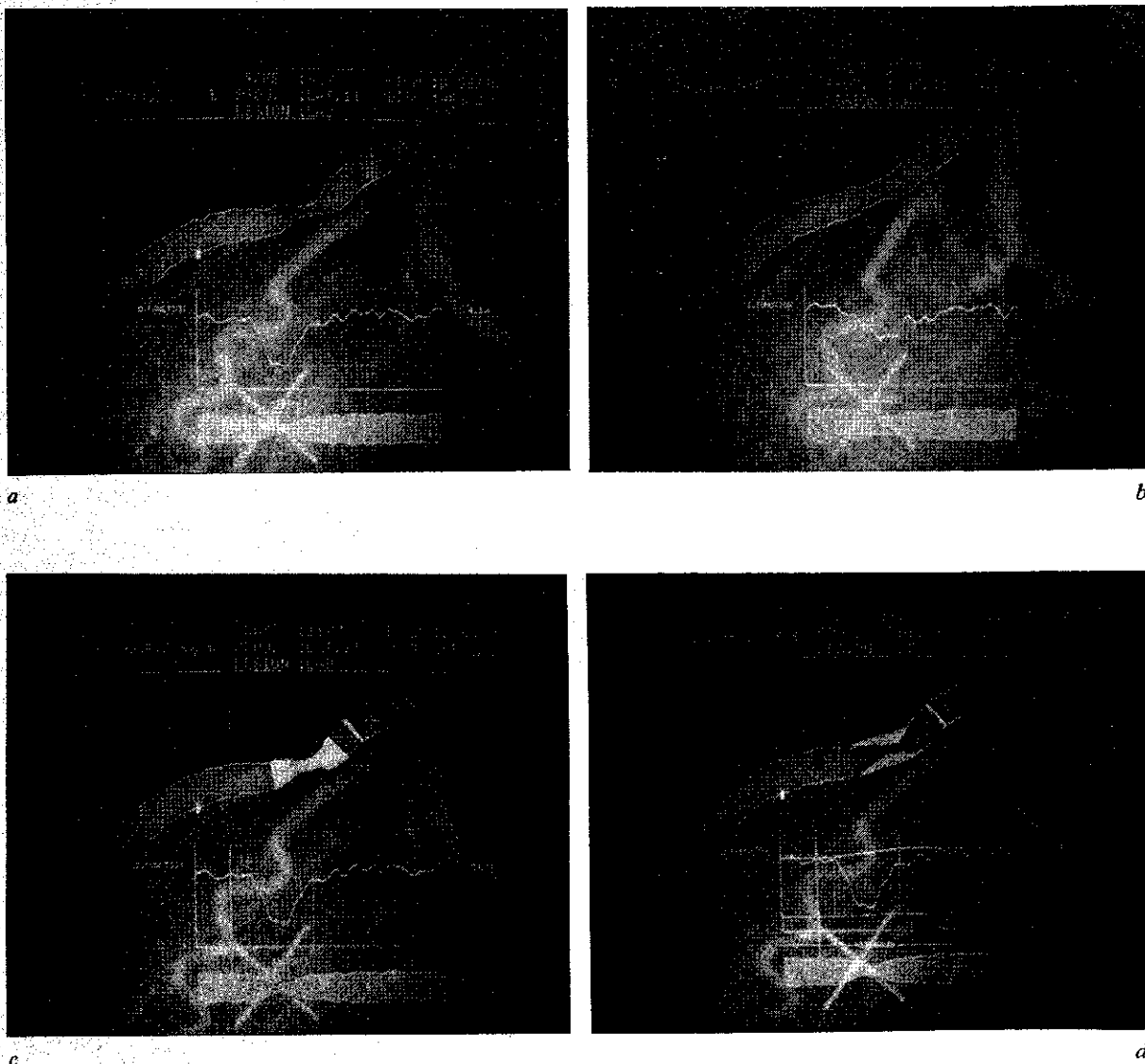


FIG. 2

a) Sténose de l'artère interventriculaire antérieure avant dilatation. Les contours détectés sont automatiquement superposés sur l'image angiographique de la coronaire. Un profil continu du diamètre de ce segment coronarien est affiché à la partie inférieure de l'écran vidéoscopique. *b)* Sténose de l'artère interventriculaire antérieure après dilatation. *c)* Profil continu du diamètre du segment coronarien analysé ; le diamètre de référence a été choisi au niveau du segment présténotique. *d)* La dérivée première du profil du diamètre coronarien (fig. 2c) sert à déterminer la longueur du segment sténotique. Une fois le segment sténotique identifié, le 90^e percentile des valeurs des diamètres proximal et distal est calculé. A partir de ces valeurs calculées de diamètres est extrapolé le diamètre théorique normal (interpolated diameter) que devrait avoir le segment sténotique.

volume du segment sténosé, avant et après extrapolation et le volume « manquant » ou encore supposé « athéromateux » (fig. 3). L'évaluation critique de ce dernier type de mesure fait actuellement l'objet de recherches

expérimentales. Les segments coronariens filmés dans la même incidence et avec les mêmes paramètres de prise de vue avant et après dilatation ont été analysés par le test *t* de Student pour séries appariées.

PATIENT NAME	R.		
FILM ID.	D.3338		
PROJECTION	LAT. 11		
LESION	LAD		
CATH. DIAMETER	2.65		
SERIAL NUMBER DATA-FILE	200-201		
	BEFORE	AFTER	
PROXIMAL DIAMETER	3.7	3.9	MM
PROXIMAL AREA	10.91	12.11	MM ²
OCCCLUSION DIAMETER	1.3	2.6	MM
OCCCLUSION AREA	1.23	5.28	MM ²
D-STENOSIS	66.5	33.9	%
A-STENOSIS	88.8	56.4	%
STENOSIS INTERP.	69.7	40.4	%
VOLUME NARROWED SEGMENT	0.38	0.53	CC
VOLUME INTERPOLATED	0.68	0.78	CC
VOLUME ATHEROMATIC	0.30	0.25	CC

FIG. 3

Affichage par l'ordinateur des résultats de l'analyse quantitative d'une angioplastie transluminale.

RÉSULTATS

Les principaux résultats apparaissent sur les figures 4 et 5. Il ne sera fait état que des valeurs représentatives de la lésion (diamètre et surface de sténose exprimés en valeur absolue et en pourcentage) : l'étude des volumes constitue actuellement une approche expérimentale qui sera mentionnée dans la discussion. Ces résultats sont présentés de façon appariée (valeurs avant et après ATC dans la même incidence). 24 valeurs sont ainsi comparées. Le diamètre du segment occlus passe en moyenne de 1,3 mm ($\pm 0,3$) à 2,3 mm ($\pm 0,5$) ($p < 0,001$) (fig. 5a) et la surface de la zone sténosée de 1,35 mm² ($\pm 0,7$) à 4,38 ($\pm 1,0$) ($p < 0,001$) (fig. 4b). Après ATC, une seule mesure est trouvée plus basse. Elle concerne un sujet ayant fait une dissection coronaire peu après dilatation.

Deux autres varient peu, les 21 restantes s'élevèrent de façon très significative. L'amélioration la plus nette concerne un sujet ayant eu une sténose serrée, stable sous trinitrine, mais aussi un facteur spastique surajouté : il avait reçu en cours d'ATL 9 mg de trinitrine en raison d'une crise sévère de type Prinzmetal, déclenchée par la position du ballonnet.

Le pourcentage de sténose du segment rétréci

$$\left(1 - \frac{\text{diamètre minimum}}{\text{diamètre de référence}}\right) \times 100\%$$

varie en moyenne de 64 p. 100 (± 10) à 38 p. 100 (± 10) ($p < 0,001$) (fig. 5a), le pourcentage de sténose « extrapolée » du même segment passe de 67 p. 100 (± 11) à 40 p. 100 (± 12) ($p < 0,001$) (fig. 5b) ; enfin le pourcentage de surface sténotique passe de 86 p. 100 ($\pm 9,1$) à 60 p. 100 ($\pm 12,1$) ($p < 0,001$) (fig. 6c).

COMMENTAIRES

Les commentaires porteront d'abord sur la méthode elle-même puis sur l'analyse des résultats.

A) COMMENTAIRES TECHNIQUES

La précision de la méthode a été étudiée à l'aide de différents modèles en cuivre, de diamètre de référence égal à 4 mm ($\pm 0,001$ mm) et représentant des sténoses variant de 0 p. 100 à 90 p. 100, filmées dans des conditions analogues à celles des coronaires. Le coefficient de régression trouvé est de 0,99, l'erreur systématique est de 1,9 p. 100 et la précision de la mesure est de 1,6 p. 100 [1, 2, 5]. En outre, chez 7 sujets coronariens décédés dans les trois mois suivant une coronarographie, les artères coronaires furent fixées sous pression physiologique et les sections histologiques planimétrées et comparées aux résultats de l'angiographie coronaire quantitative ; le coefficient de régression est de 0,89 et l'écart-type de 12,04 p. 100. Ces deux contrôles expérimentaux permettent de conclure à la précision et à la fiabilité de la méthode dans des conditions idéales.

Le mode d'expression des résultats fait donc l'objet actuellement de recherches de la part de l'équipe du Thorax Center. Une première précision est apportée par le calcul du pourcentage de sténose par rapport au diamètre théorique de l'artère coronaire au niveau de la sténose (diamètre extrapolé). Ce diamètre théorique est calculé automatiquement, en usant comme critère de référence le 90^e percentile des valeurs de diamètres proximaux et distaux, mesurées sur la totalité du segment coronaire sélectionné. Ce procédé élimine donc les valeurs extrêmes de diamètre (supérieures au 90^e percentile) (fig. 2). En outre, les dilations poststénotiques sont automatiquement identifiées et exclues de la mesure du 90^e per-

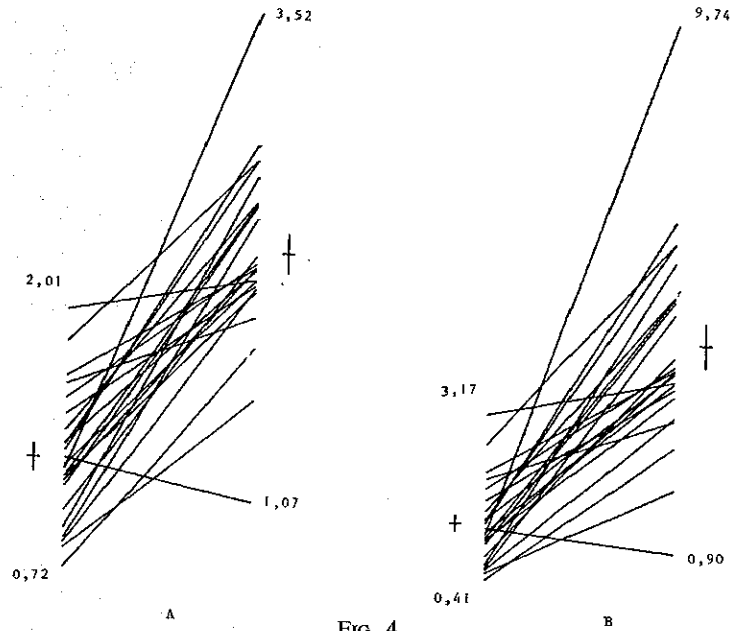


FIG. 4

A) Variations du diamètre (valeurs absolues en mm) de la zone sténotique avant et après dilatation (valeurs moyennes : \pm écart-type 1,3 mm ($\pm 0,3$) et 2,3 mm ($\pm 0,5$) $p = 6,41 \times 10^{-9}$. B) Variations des surfaces au niveau de la sténose avant et après ATC. Valeurs moyennes : 1,35 mm² ($\pm 0,70$) et 4,38 mm² ($\pm 1,78$) $p = 8,63 \times 10^{-8}$.

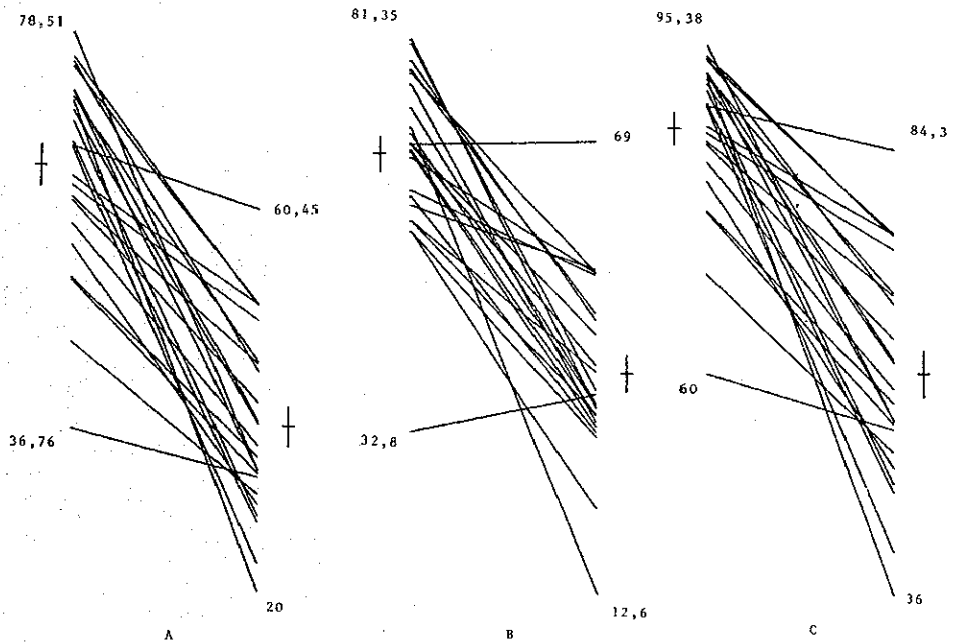


FIG. 5

A) Variations en pourcentage par rapport au diamètre de référence du diamètre de la zone sténotique avant et après ATC. Moyennes : 64 p. 100 ($\pm 10,4$) et 38 p. 100 (± 10) $p = 9,9 \times 10^{-10}$. B) Variations du diamètre de la zone sténotique par rapport au diamètre théorique extrapolé : moyennes 67 p. 100 ($\pm 10,6$) et 40 p. 100 (± 11) $p = 1,32 \times 10^{-8}$. C) Variations en pourcentage de la surface de la sténose par rapport à la surface extrapolée : moyennes 86 p. 100 ($\pm 8,5$) et 60 p. 100 ($\pm 12,2$) $p = 3,32 \times 10^{-9}$.

centile des valeurs de diamètres distaux. Classiquement, le diamètre de référence était choisi arbitrairement par l'opérateur et consistait en la valeur moyenne de 15 déterminations de diamètres juxtaposés. On est d'ailleurs surpris de constater le peu de différence existant entre un choix arbitraire du diamètre de référence et la technique « extrapolée » de lecture automatique.

Le calcul des volumes au niveau des segments sténosés en valeur absolue (mm^3) constitue une approche plus difficile pour une évaluation globale de la sténose. A partir des valeurs de diamètres extrapolés (fig. 2d) peuvent être calculés divers volumes théoriques : le volume du segment sténosé, le volume théorique extrapolé (interpolated) de la coronaire à ce niveau si elle était normale, et le volume manquant (différence entre les deux) appelé encore d'une façon imagée « volume de l'athérome ». Mais les résultats de ce type d'analyse peuvent induire en erreur car ils assimilent l'artère coronaire dans tous ses segments à des tranches de section parfaitement circulaire, ce qui n'est plus valable pour des sténoses excentriques. C'est pourquoi deux incidences ont été choisies en moyenne par malade ($n = 23$ pour 12 malades). En fait, même une reconstruction selon un mode elliptique par deux vues orthogonales décrirait de manière erronée une lésions en croissant de lune. C'est la raison pour laquelle l'équipe

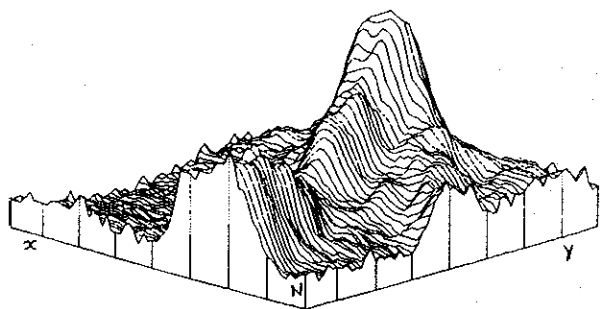


Fig. 6

Représentation graphique tridimensionnelle des divers niveaux de brillance radiologique (coordonnée z) mesurés au sein d'un vaisseau coronaire opacifié ; ceux-ci sont en principe proportionnels à l'épaisseur du vaisseau irradié. Ainsi, sur l'illustration, les « pics » représentent les endroits où l'artère a le plus fort calibre, les « vallées » correspondent aux rétrécissements. S'il existe une relation précise entre le niveau de brillance et l'épaisseur du vaisseau irradié, on peut alors déterminer à partir d'une seule projection (coordonnées x et y), la surface de la tranche de section de la lésion sténosante.

de Rotterdam cherche à définir la tranche de section de la lumière vasculaire à partir de mesures densitométriques. En effet, le produit de contraste angiographique absorbe les rayons Röntgen conformément à la loi physique de Lambert-Beer. Dès lors, les divers niveaux de brillance radiologique observés au sein des contours du vaisseau coronaire sont en principe proportionnels à l'épaisseur du vaisseau irradié (fig. 6). S'il existe une relation précise entre le niveau de brillance et l'épaisseur du vaisseau irradié, l'on peut alors déterminer, à partir d'une seule projection, la surface de tranche section de la lésion sténosante.

Cette approche méthodologique est importante, d'un point de vue clinique, car elle permet une bien meilleure définition de la sévérité réelle de la sténose. L'étape logique suivante consiste à faire usage de deux projections orthogonales, afin de combiner l'information contenue dans la détection des contours à celle provenant de la mesure des niveaux de brillance au sein de ce même vaisseau. Il est dès lors possible de reconstruire en trois dimensions la morphologie exacte de la lésion sténosante ; de même, il devient possible de déterminer les répercussions hémodynamiques d'une telle lésion.

B) ANALYSE DES RÉSULTATS

Il est important de souligner l'intérêt de l'analyse automatique de l'ATC par une équipe différente, ce qui garantit l'impartialité des résultats. Or, une première lecture montre que ceux-ci sont excellents puisque les variations (en valeur absolue comme en pourcentage) sont très significatives avant et après ATC. Toutefois, cela n'implique pas obligatoirement un résultat valable sur le plan hydraulique, que seule la disparition complète du gradient transsténotique semble confirmer.

Par ailleurs, on est frappé par la **divergence d'évaluation** des sténoses par la méthode classique (calcul au compas de réduction de la moyenne des pourcentages de sténose décalquée dans deux ou trois incidences) et par le système d'angiographie quantitative coronaire. Ces différences apparaissent nettement sur la figure 7 ; elles consistent essentiellement en une forte surestimation de la sténose par la lecture manuelle (plus de 10 p. 100 en moyenne, $p < 0,001$) avant ATC et une différence beaucoup plus faible après. Cela tient vraisemblablement aux difficultés de reconnais-

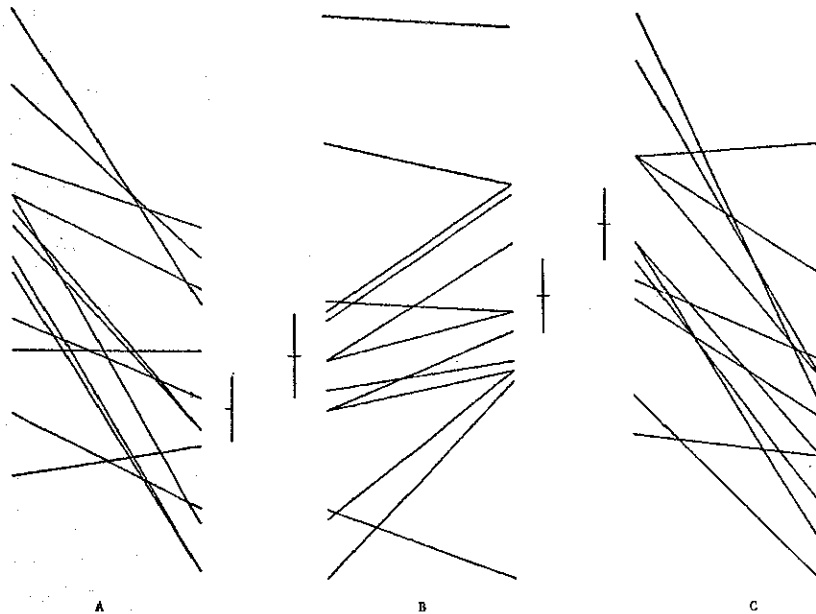


FIG. 7

Comparaison entre les valeurs de pourcentage de sténose mesurées par les opérateurs à l'aide d'un calibre et celles calculées automatiquement par l'ordinateur : (à gauche lecture manuelle, à droite, analyse quantitative coronaire). *A*) avant ATC : moyennes 79,85 ($\pm 8,1$) et 69,38 ($\pm 7,4$) $p = 4,39 \times 10^{-4}$. *B*) après ATC : moyennes 35,46 ($\pm 15,3$) et 41,61 ($\pm 13,6$). $p = 0,018 (< 0,02)$. *C*) comparaison des gains (différence en pourcentages de sténose avant et après ATC) évalués à gauche par les opérateurs et à droite par le système (en valeur extrapolée) : moyennes 47,83 (± 13) et 29 ($\pm 12,4$) $p = 3,7 \times 10^{-4}$.

sance visuelle d'un contour, qui augmentent avec l'importance de la sténose. Ainsi, il est habituel de coter 90 ou 95 p. 100 toute sténose serrée avec retard net en aval. C'est le cas de Mme Ro... pour qui l'ATC était tout à fait efficace. Or, pour un diamètre moyen de 4 mm sur une coronaire gauche (moyenne des diamètres de référence étudiés : 3,7 mm), le diamètre d'un segment sténosé à 90 p. 100 devrait être de 0,4 mm. Si on note que la sonde à ballonnet utilisée a comme diamètres : 0,45 mm au niveau du fil terminal, 0,80 mm à son extrémité ($\pm 0,2$), 1 mm au niveau du marqueur distal et 1,20 mm à 1,25 mm au niveau du ballon dégonflé, on est en droit de se demander comment on pourrait faire pénétrer une sonde aussi molle à travers un étranglement aussi important.

Cependant, le choix de l'image reste capital pour la validité du procédé. Quelques détails pratiques doivent être respectés : contraste correct des films, bon remplissage coronaire,

positionnement relativement central sur l'écran pour éviter une distorsion optique marginale, calibre de référence mesuré sur le cathéter utilisé à l'aide d'un palmer et pris sur la partie distale, non effilée, de la sonde. Mais le point essentiel concerne la sélection de l'image au cours du cycle cardiaque. En début de systole, les variations de position des artères coronaires sont importantes puisque leur vitesse peut atteindre 50 cm/s et qu'une rotation partielle sur lui-même du réseau coronaire entraîne des modifications appréciables des résultats quand la sténose n'est pas rigoureusement concentrique. Il faut donc mesurer l'image en télédiastole, moment pendant lequel la vitesse du système coronaire est quasi nulle. La détection de la télédiastole peut se faire soit à la vue, image par image (éloignement maximum de l'artère coronaire du centre de la masse ventriculaire gauche) ou mieux par repérage sur l'électrocardiogramme (sommet de l'onde R) ou sur les courbes de pressions

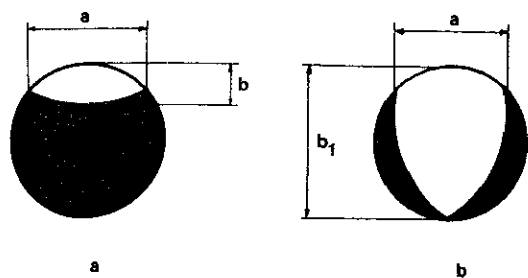


FIG. 8
Influence des incidences.

enregistrées par micromanomètre (pression minimum après l'onde A ventriculaire gauche ou pied de la dérivée première) [6]. Ce choix précis de l'image est capital pour la validité des mesures, notamment quand on compare les valeurs obtenues avant et après ATC.

La multiplication des incidences est nécessaire pour évaluer une sténose excentrée et pour mieux juger le résultat après ATC. Il est évident (fig. 8) qu'une sténose marginale sera différemment appréciée suivant l'incidence utilisée et que le résultat d'une dilatation coronaire « excentrique » sera surestimé dans une incidence et considéré comme nul dans une autre. Ceci explique les résultats très différents obtenus chez un même patient. Ainsi l'évaluation en pourcentage du diamètre de la sténose extrapolé est chez M. P... de 65 p. 100 en oblique antérieure gauche 60° et de 80 p. 100 en oblique antérieure droite 30°, alors que pour M. Va..., ces mêmes valeurs sont de 67 p. 100 en OAD 30° et 65 p. 100 en profil. Dans le premier cas, la sténose semble excentrée, dans le second, elle serait concentrique. Chez M. Va..., ce même pourcentage après dilatation est de 52 p. 100 en oblique antérieure droite 30° et de 36 p. 100 en oblique antérieure gauche à 55°, soit une sténose résiduelle après dilatation également excentrique.

En fait, le retentissement hémodynamique d'une sténose croît d'une façon exponentielle, si bien qu'à partir de 50 p. 100 environ, la gêne augmente rapidement, ce qui favorise

encore l'erreur d'appréciation lorsque la lecture est faite à l'œil, même avec un calibreur.

Il faut encore remarquer que le diamètre des sténoses après dilatation est de $2,3 \pm 0,5$ mm, soit au maximum 2,8, ce qui reste logique puisque le ballonnet gonflé n'atteint que 3 mm. De même, la surface du segment sténosé après ATC atteint $4,48 \pm 1,88$ mm²; or la surface de section du ballonnet gonflé est de 7 mm². Une seule valeur passe à 3,5 mm (et 9,7 mm²), mais il s'agissait d'un angor de Prinzmetal sur sténose serrée, résistant à la trinitrine, et l'administration de 9 mg de nitroglycérine entre les coronarographies avant et après ATC est probablement responsable de cette variation. En général, les diamètres moyens des segments présténotiques avant et après dilatation coronaire sont certes identiques : 3,67 mm contre 3,70 mm, mais, dans le détail, 6 segments ont une différence de plus de 10 p. 100 avant et après dilatation, dans la même incidence, ce qui pourrait être attribué à l'effet de la trinitrine utilisée.

Enfin, sur un plan tout à fait pratique, il faut remarquer que l'utilisation de ballonnets de 3,7 mm paraît tout à fait justifiée, puisque la moyenne des diamètres de référence coronaire chez ces malades est de 3,7 mm également.

CONCLUSIONS

L'angiographie quantitative coronaire est une méthode utile pour apprécier des variations rapides du calibre coronaire, sous une même incidence et avec les mêmes constantes de prises de vue. C'est particulièrement le cas des spasmes coronaires de certains tests pharmacologiques, de reperméabilisations sous streptokinase intrac coronaire et de l'ATC. Cette technique évite les erreurs de lecture dues aux facteurs personnels et fournit des résultats objectifs comparables et répétitifs. Elle autorise enfin des perspectives d'avenir par une approche plus précise du volume des segments coronaires étudiés.

Bibliographie

1. BOOMAN F., REIBER J.H.C., GERBRANDS J.J., SLAGER C.J., SCHUURBIERS J.C.H., MEESTER T. : Quantitative analysis of coronary occlusions from coronary cine-angiograms. Proceedings Computers in Cardiology, Geneva, September 26-28, 1979, 177-180.
2. GERBRANDS J.J., REIBER J.H.C., BOOMAN F. : Computer processing and classification of coronary occlusions. Pattern recognition in practice. Eds. E.S. Gelsema and L.N. Kanal. North Holland Publishing Company, 1980, 223-233.

3. GRUNTZIG A.R., SENNING A., SIEGENTHALER W.E. : Nonoperative dilation of coronary artery stenosis. *N. Engl. J. Med.*, 301, 61, 1979.
4. KENT K., BANKA V., BENTIVOGLIO L., BLOCK P., COWLEY M., DIAMOND G., DORROS G., ELLESTAD M., FAXON D., FIEDOTIN A., GOLDBERG S., GRUNTZIG A., HAMBY R., HIRSHFELD J., KALTENBACH M., KOBER G., LACH R., LEATHERMAN L., LEE G., MEYER J., MYLER R., OCKENE I., ROBERT E., ROSING D., SIMPSON J., SOSA J., SPRING D., STERTZER S., VLIETSTRA R., WALTON J., WILLIAMS D., FISHER L., GILLESPIE M., MULLIN S., MOCK M. : Percutaneous transluminal coronary angioplasty (PTCA) : Update from NHLBI registry. *Circulation*, 62, suppl. III, 160, 1980.
5. REIBER J.H.C., BOOMAN F., TAN H.S., GERBRANDS J.J., SLAGER C.J., SCHUURBIERS J.C.H., MEESTER G.T. : Computer processing of coronary occlusions from X-ray arteriograms. Proceedings VIIth International Conference on Information Processing in Medical Imaging, Paris, 1979, 79-92.
6. SERRUYS P.W., STEWARD R., BOOMAN F., MICHELS R., REIBER J.H.C., HUGENHOLTZ P.G. : Can unstable angina pectoris be due to increased coronary vasomotor tone ? *Eur. Heart J.*, 1, suppl. b, December 1980, 71.

TITRE	QUANTITATIVE CORONARY ANGIOGRAPHY APPLIED TO THE EVALUATION OF TRANSLUMINAL CORONARY ANGIOPLASTY
AUTEUR(S)	F. CHERRIER, F. BOOMAN, P.W. SERRUYS, M. CULLIERE, N. DANCHIN and J.H.C. REIBER
REFERENCE	Vol. 74, n° 12, p. 1377, 1981.
<p>Quantitative coronary angiography , a technique developed at the Thorax center in Rotterdam , is an automatic analysis of the coronary contours by an analogical - digital convertor with computerised data storage . The alorhythm of detection uses a function derived from variations of brilliance between the artery and its surroundings along an axis perpendicular to the orientation of the coronary segment under analysis . The system extrapolates the theoretical contour at the site of a stenosis from the proximal and distal diameters (values retained : 90th percentile) and displays in absolute values and percentages the degrees of stenosis in diameter and surface area . The arterial contours and diagrams are displayed on a video screen allowing control and manual correction when necessary .</p> <p>The method was tested on experimental models and on coronary arteries fixed under physiological pressure . The choice of the image is capital (centering , good filling , ...) but the essential point is to analyse the coronary arteries in end diastole (determined by angiography , ECG or pressure tracings) to exclude distorsion due to the rapid movement of the coronary tree during systole . Different incidences are required to analyse an eccentric stenosis . The mode of expression of the results is under research : a three-dimensional reconstruction of the artery using the analysis of the " brilliance " filmed in two orthogonal incidences is being attempted .</p> <p>The method has been applied to the evaluation of transluminal coronary angioplasty in the University Hospital of Nancy-Brabois . In a series of 12 patients , 24 measurements were compared before and after the procedure in the same incidence and with the same radiological constants . The following conclusions were drawn :</p> <ul style="list-style-type: none"> - 1) quantitative computerised analysis of coronary angiography demonstrates the positivity of the results of transluminal angioplasty (mean percentage of stenosed diameter : 64 % before dilatation , 38 % after dilatation , $p < 0,001$) . Any personal bias is excluded as the measurements are made automatically by the computer ; - 2) the degree of stenosis measured manually appears to be increasingly overestimated with the severity of narrowing when compared to the computerised analysis ; however , this difference is only slight in the measurement of residual stenosis after dilatation ; - 3) the results of quantitative angiography are logical and agree with the measurements of coronary artery diameter by other techniques , and with the diameter and surface of the balloon used for angioplasty ; - 4) quantitative coronary angiography is a method of choice for assessing rapid variations in calibre of coronary arteries (tranluminal angioplasty , spasm , pharmacological testing , intracoronary streptokinase) . 	